



ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS INDUSTRIALES Y DE TELECOMUNICACIÓN

Titulación:

INGENIERO INDUSTRIAL

Título del proyecto:

DISEÑO DE UN CANAL DE INSTRUMENTACIÓN PARA
UN SISTEMA ELECTROCARDIOGRAMA Y UN
PULSIOXÍMETRO

Alumna: Ana Goicoechea Fernández

Tutor: Javier Goicoechea Fernández

Pamplona, 27 de Junio de 2014

Contenido

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS	9
1.1 INTRODUCCIÓN	9
1.2 OBJETIVOS	10
CAPÍTULO 2: ESTUDIO DEL SISTEMA	11
2.1 HISTORIA DEL ECG	12
2.2 ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN	13
2.3 DESCRIPCIÓN DE LA ONDA ELÉCTRICA CARDÍACA	15
CAPÍTULO 3.- ESTUDIO DE LOS SISTEMAS ANALÓGICOS	21
3.1. ANÁLISIS DE LA PARTE ANALÓGICA DEL ECG	22
3.1.1. TRANSDUCTORES.....	23
3.1.2. CIRCUITO DE PRE AMPLIFICACIÓN	30
3.1.3. FILTRADO Y AMPLIFICACIÓN	42
3.2. DISEÑO DE LOS CIRCUITOS ANALÓGICOS	49
3.2.1.- DISEÑO DE LOS CIRCUITOS.....	50
3.2.2.- ELECCIÓN DE LOS COMPONENTES.....	56
3.2.3. SIMULACIÓN DE LOS SISTEMAS ANALÓGICOS	62
CAPÍTULO 4.- ESTUDIO DE LOS SISTEMAS DIGITALES	73
4.1. ANÁLISIS DE LA PARTE DIGITAL DEL ECG.....	74
4.1.1. CONVERSIÓN ANALÓGICO-DIGITAL	75
4.1.2. MICROCONTROLADOR	81
4.1.3. ENTORNO DE PROGRAMACIÓN VISUAL BASIC	91
4.2. ELECCIÓN DE COMPONENTES	94
4.2. PROGRAMACIÓN DE LA PARTE DIGITAL.....	100
4.2.1. PROGRAMACIÓN ARDUINO	100
4.2.2. PROGRAMACIÓN VISUAL BASIC	102

CAPÍTULO 5: CONSTRUCCIÓN DEL SISTEMA ECG	107
CAPÍTULO 6: RESULTADOS	114
CAPÍTULO 7: CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS	117
CAPÍTULO 8: BIBLIOGRAFÍA	118
ANEXOS.....	120
1.- CÓDIGO DE ARDUINO.....	120
2.- CÓDIGO VISUAL BASIC.....	121
3.- PRÁCTICAS	125
4.- NORMATIVA DE AISLAMIENTO Y SEGURIDAD	11

Ilustración 1 Esquema del sistema	10
Ilustración 2 Imagen de un electrómetro capilar	12
Ilustración 3 Fig a) electrocardiografía realizada con un electrómetro capilar. b) electrocardiografía realizada con un galvanómetro de cuerda.	13
Ilustración 4 - Anatomía del corazón. Aurículas, ventrículos, válvulas, venas y arterias.	13
Ilustración 5 Conducción eléctrica del corazón. Partes del corazón que contribuyen a la conducción eléctrica.....	15
Ilustración 6 Forma característica de la onda cardíaca y su correspondencia con la conducción eléctrica.....	16
Ilustración 7 Forma característica de un ECG con sus valores típicos de amplitud y tiempo.....	17
Ilustración 8 Distribución frecuencial de potencia de la señal ECG que se muestra a la izquierda. Se puede observar como la mayor parte de la información está contenida en la banda 0-40Hz	19
Ilustración 9 Derivaciones bipolares	20
Ilustración 10 Derivaciones unipolares	20
Ilustración 11 onda para cada una de las derivaciones.....	21
Ilustración 12 DERivaciones precordiales	21
Ilustración 13 Electrolitos	23
Ilustración 14 Potenciales de electrodo	24
Ilustración 15 Foto de los electrodos usados	27
Ilustración 16 Esquema de un electrodo superficial	28
Ilustración 17 Circuito equivalente de la interacción piel-electrodo	29
Ilustración 18 Esquema de un amplificador de instrumentación	31
Ilustración 19 símbolo de un amplificador de instrumentación	35
Ilustración 20 Amplificador operacional	37
Ilustración 21 Slew rate	41
Ilustración 22 Interferencias capacitivas del sistema ECG	45
Ilustración 23 Tipos de filtros	47
Ilustración 24 Circuito amplificador de instrumentación.....	51

Ilustración 25 Circuito de pierna derecha	52
Ilustración 26 Filtro Notch	53
Ilustración 27 Filtro pasabanda	55
Ilustración 28 TRACO 0505D.....	57
Ilustración 29 Configuración del INA118.....	60
Ilustración 30 Señal resultado de la simulación del INA118. Canal A (color rojo) señal de entrada y canal B (señal azul) señal de salida.	63
Ilustración 31 simulación del INA118 con una señal de entrada con modo común. Señal obtenida con la señal bioeléctrica sumada con una senoidal de 1 V de amplitud y 1kHz	64
Ilustración 32 Detalle de la respuesta temporal del INA118 con una entrada con modo común a 50 Hz	64
Ilustración 33 Simulación Notch 1	65
Ilustración 34 Simulación Notch 2	66
Ilustración 35 Simulación Notch 3	67
Ilustración 36 Simulación Notch 4	68
Ilustración 37 Simulación Notch 5	69
Ilustración 38 Señal de salida filtro pasa banda 1V/div	70
Ilustración 39 Señal de entrada al filtro (en rojo) 1mV/div y señal de salida (en azul) 1V/div	71
Ilustración 40 Simulación filtro pasabanda alta frecuencia	72
Ilustración 41 Reconstrucción de dos señales a partir de las mismas muestras	76
Ilustración 42 Distintas señales según el muestreo	77
Ilustración 43 Diagrama de bloques modulador delta.....	79
Ilustración 44 Ejemplo modulación delta.....	79
Ilustración 45 Diagrama de bloques del modulador sigam-delta	80
Ilustración 46 Partes de un microcontrolador arduino	84
Ilustración 47 Ejemplo programación Arduino	87
Ilustración 48 Placas Arduino	88
Ilustración 49 Comunicación I2C	91
Ilustración 50 Entorno Visual Basic	93

Ilustración 51 Diagrama de bloques del MCP3421	95
Ilustración 52 Configuración del MCP3421	96
Ilustración 53 Montaje del MCP3421	97
Ilustración 54 Foto del Arduino NANO	99
Ilustración 55 Diagrama de flujo de Arduino	101
Ilustración 56 Ventana inicial de Visual Basic.....	103
Ilustración 57 Ventana inicial de Visual Basic. Controles	104
Ilustración 58 Ventana principal de Visual Basic	105
Ilustración 59 Ventana principal de Visual Basic. Controles	106
Ilustración 60 Diagrama de flujo de Visual Basic.....	107
Ilustración 61 PCB parte analogica	109
Ilustración 62 Foto del PCB de prueba de la parte analógica	110
Ilustración 63 PCB del conversor ADC	110
Ilustración 64 PCB del microcontrolador.....	111
Ilustración 65 PCB tarjeta completa	112
Ilustración 66 PCB tarjeta completa 3D.....	112
Ilustración 67 Foto del PCB completo	113
Ilustración 68 Señal de salida del ECG en un osciloscopio	116
Ilustración 69 Pruebas con el ADC.....	116

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

1.1 INTRODUCCIÓN

El presente proyecto abarca el diseño y montaje de un sistema de instrumentación completo aplicado a un sistema biomédico, el de electrocardiografía, así como el diseño y construcción de un sistema de adquisición de datos mediante un conversor analógico digital en combinación con un microcontrolador y un software para la adquisición de datos en un ordenador.

La aplicación biomédica que se ha escogido es el desarrollo de un electrocardiógrafo, que consiste en un sistema que registra la actividad eléctrica del corazón. Este sistema de gran importancia ya que permiten la observación con fines diagnósticos o terapéuticos de la actividad vital del paciente. Una instrumentación fiable, rápida y mínimamente invasiva dará más y mejor información a los equipos médicos para tratar correctamente a los pacientes.

En un electrocardiograma (ECG) es la actividad del propio cuerpo la que genera la señal que deseamos medir sin necesidad de contar con ningún sensor ni transductor. Sin embargo no se trata de una señal sencilla de adquirir; necesitaremos etapas posteriores de tratamiento, acondicionamiento y de adquisición de los datos obtenidos. Por último se diseñará una última etapa de visualización de estos datos, con un software para el usuario que cumpla tres requisitos fundamentales: que permita la visualización de los datos en tiempo real, que permita almacenar los datos adquiridos, y por último que sea instalable y distribuible sin necesidad de otras licencias.

1.2 OBJETIVOS

El objetivo último es obtener un sistema biométrico completo, es decir, conseguir datos para observar el funcionamiento del corazón, para esto debemos conseguir lo siguiente:

1. Diseño de los circuitos de sensado
2. Diseño de los circuitos de acondicionamiento
3. Elección del conversor analógico - digital
4. Programación del software para el control de la adquisición de datos

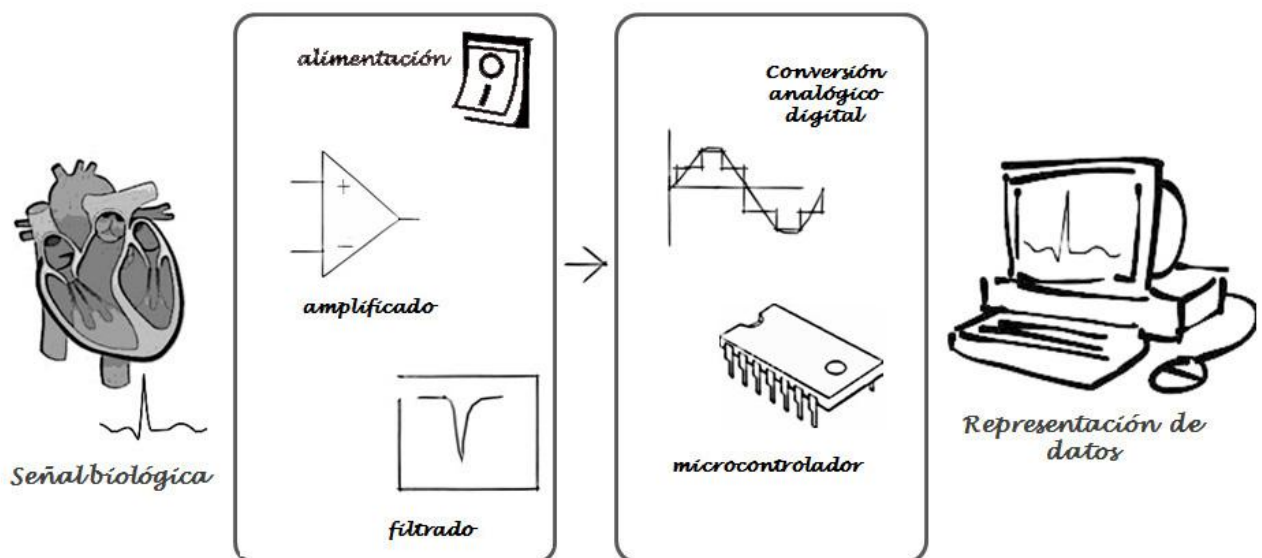
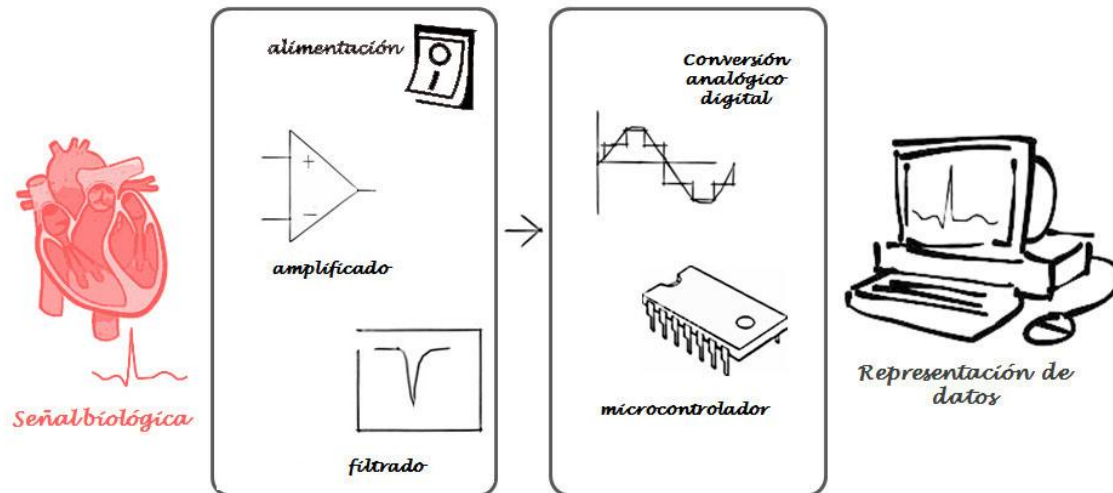


Ilustración 1 Esquema del sistema

CAPÍTULO 2: ESTUDIO DEL SISTEMA



Como ya se ha mencionado, un electrocardiógrafo (ECG) es un instrumento biomédico que registra la actividad cardíaca. Como es bien conocido, el cuerpo mantiene el control de su actividad muscular (sea voluntaria o no) mediante impulsos eléctricos. Estos impulsos transportan órdenes, sirven para elaborar pensamientos, y además sirve para actuar sobre los músculos. Las señales eléctricas del corazón preceden la función mecánica normal y por tanto, monitorizar esas señales otorga gran información sobre el funcionamiento del corazón, teniendo esta información gran importancia médica, puesto que de esta forma se pueden predecir gran número de desordenes cardíacos. Además esta información se obtiene de forma no invasiva para el paciente.

El corazón en su funcionamiento genera corrientes en los músculos, de tal forma que se generan diferencias de potencial muy pequeñas. Estas pueden ser medidas mediante electrodos en contacto con la piel. A continuación se pasa a describir el sistema eléctrico del corazón y los problemas que nos presenta a la hora de la medida.

2.1 HISTORIA DEL ECG

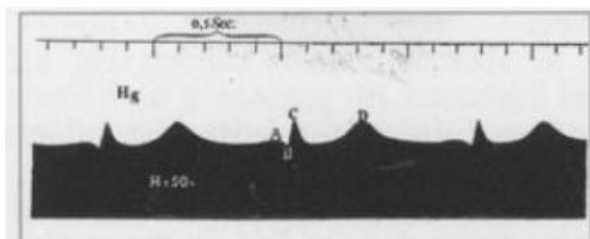
En SXIX se demostró que el corazón generaba electricidad. En 1856 la actividad eléctrica del corazón fue descubierta por Kolliker y Mueller, siendo el primer registro médico de la actividad cardíaca realizado en un ser humano en 1869 en Inglaterra por Alexander Muirhead.

A partir del desarrollo del electrómetro capilar en 1872, que consistía en un tubo de vidrio con una columna de mercurio bañada en ácido sulfúrico, que permitía medir diferencias de potencial debido a que estas provocan movimientos en el mercurio, se fue capaz de registrar la actividad eléctrica.



Ilustración 2 Imagen de un electrómetro capilar

Fue Willem Eithoven quien desarrolló el electrocardiograma y quien estudió la onda cardíaca describiéndola y nombrándola como la conocemos hoy en día. En 1901 en su Laboratorio de la Universidad de Leiden en Holanda un galvanómetro de cuerda, con el fin de facilitar los registros, consiguiendo con ello poder graficar y después analizar con precisión el electrocardiograma humano.



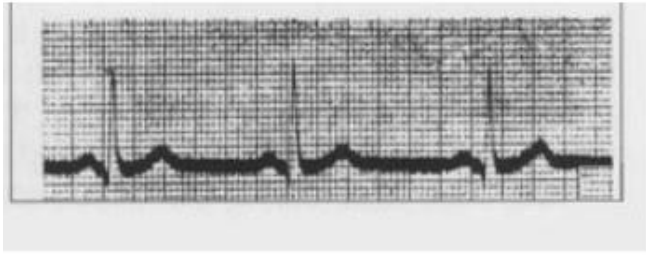


Ilustración 3 Fig a) electrocardiografía realizada con un electrómetro capilar. b) electrocardiografía realizada con un galvanómetro de cuerda.

En 1903 la compañía Cambridge Scientific Instruments comienza a comercializar el galvanómetro de cuerda. Poco después el electrocardiograma demostró su valor en el diagnóstico médico y hoy se mantiene como uno de los instrumentos electrónicos más empleados en la medicina moderna.

2.2 ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN

Antes de hablar del comportamiento del corazón se debe describir la anatomía de este miembro. El corazón está separado en dos gracias al septo o tabique. Cada parte a su vez está formada por dos cámaras, llamadas aurículas y ventrículos, separados entre sí por una válvula.

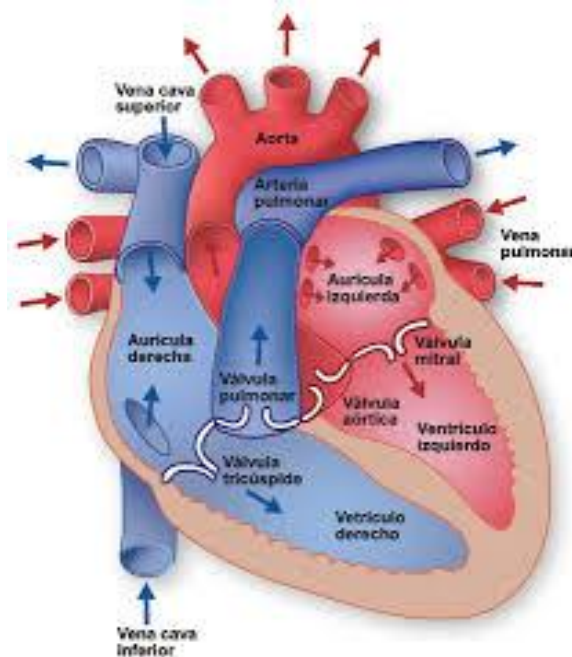


Ilustración 4 - Anatomía del corazón. Aurículas, ventrículos, válvulas, venas y arterias.

Es bien

conocido el

comportamiento del corazón, la sangre llega a las aurículas que se contraen haciendo pasar la sangre a los ventrículos y donde al contraerse éstos hacen que la sangre salga del corazón y que nueva sangre entre otra vez por las aurículas empezando el ciclo de nuevo.

Ahora vamos a ver con más profundidad este proceso desde el punto de vista eléctrico. El sistema de conducción del corazón permite que el impulso que es generado en una parte del corazón sea propagado y estimule al músculo cardíaco del tal forma que se produzca la contracción eficaz del corazón a fin de bombear la sangre a todo el cuerpo.

Para que este bombeo sea generado, necesitamos iniciar los impulsos que excitan al corazón. Esto ocurre en el nódulo sinoauricular (nódulo SA) que funciona de marcapasos y se encuentra en la unión de la aurícula derecha y la vena cava superior. Desde el nódulo SA, el impulso eléctrico se desplaza, diseminándose por las aurículas a través de las vías internodales, produciendo la despolarización auricular y su consecuente contracción. Ahora con la aurícula contraída la sangre pasa a través de la válvula al ventrículo. La onda eléctrica llega luego al nódulo auriculoventricular (nódulo AV) que se encuentra en el tabique interauricular encima de la inserción de la válvula. Aquí la señal eléctrica sufre una pausa de 0,1 segundos aproximadamente.

El impulso cardíaco se disemina luego a través de un haz de fibras que es un puente entre el nódulo auriculoventricular y las ramas ventriculares, llamado haz de His. El haz de His se divide en 4 ramas: las ramas derecha e izquierda y esta última se divide en el fascículo izquierdo anterior y el fascículo izquierdo posterior, desde donde el impulso eléctrico es distribuido a los ventrículos mediante una red de fibras que ocasionan la contracción ventricular llamadas fibras de Purkinje, desencadenando la contracción ventricular haciendo así que la sangre salga del corazón a las arterias.

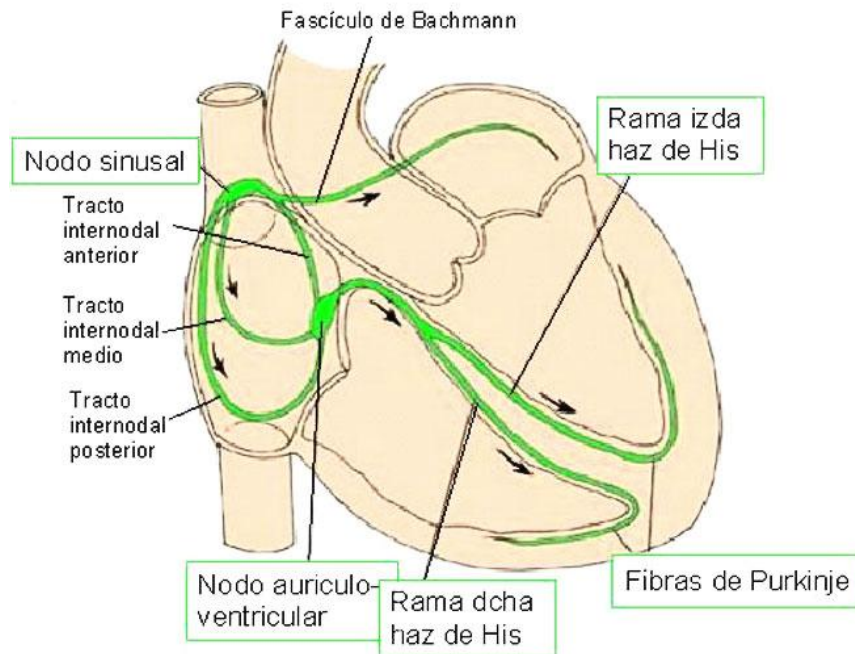


Ilustración 5 Conducción eléctrica del corazón. Partes del corazón que contribuyen a la conducción eléctrica

Al realizar un electrocardiograma obtenemos una visualización del potencial eléctrico del corazón, que es variable en el tiempo, durante el proceso que se acaba de describir.

2.3 DESCRIPCIÓN DE LA ONDA ELÉCTRICA CARDÍACA

La onda que obtenemos al monitorizar el potencial del corazón, en una persona de buena salud tiene la siguiente forma:

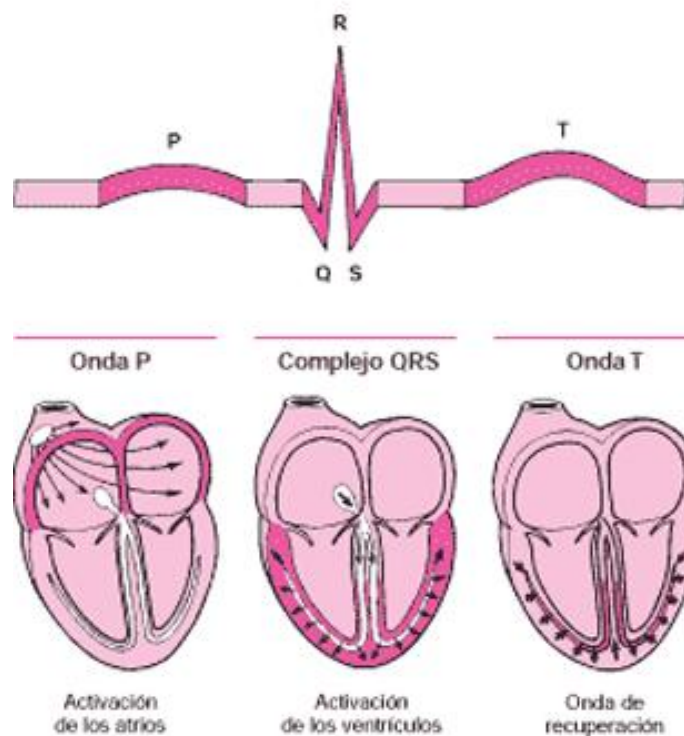


Ilustración 6 Forma característica de la onda cardíaca y su correspondencia con la conducción eléctrica.

Esta onda que se ve, está formada por tres partes:

- Onda P: esta señal corresponde con la despolarización o contracción auricular. Esta onda tiene las siguientes características:
 1. No debe superar los 0,25 mV
 2. Su duración no debe superar los 0,11 segundos en adultos.
 3. Tiene que ser redondeada, simétrica de cúspide roma y de forma ovalada.
- Complejo QRS: corresponde a la corriente eléctrica que contrae ambos ventrículos. Esta contracción es mucho más fuerte que las de las aurículas y compete a más masa muscular, por tanto la magnitud del potencial observado es mayor. El complejo QRS se compone a su vez de tres partes, que son, la onda Q, la onda R y la onda S.

1. La onda Q representa la pequeña corriente horizontal del potencial de acción viajando a través del tabique interventricular. No tiene porqué estar presente siempre.
 2. La onda R es la primera deflexión positiva del complejo QRS y en la imagen clásica del ECG, es la de mayor tamaño.
 3. Onda S. Es cualquier onda negativa que siga a la onda R.
- Onda T: La onda T representa la repolarización de los ventrículos. Durante la formación del complejo QRS, generalmente también ocurre la repolarización auricular que no se registra en el ECG normal, ya que es tapado por el complejo QRS. Eléctricamente, las células del músculo cardíaco son como muelles cargados; un pequeño impulso las dispara, despolarizan y se contraen. La recarga del muelle es la repolarización (también llamada potencial de acción). En la mayoría de las derivaciones, la onda T es positiva. Las ondas T negativas pueden ser síntomas de enfermedad.
- Su duración aproximadamente es de 0,20 segundos o menos y mide de 0,1 mV a 0,5 mV.

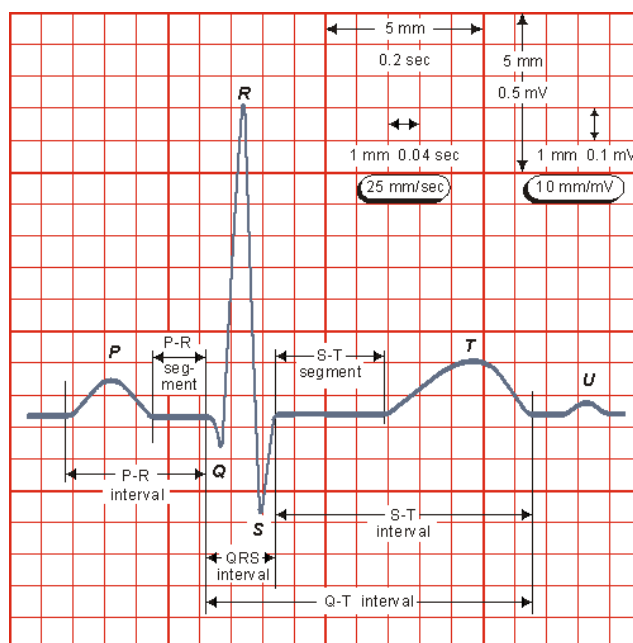


Ilustración 7 Forma característica de un ECG con sus valores típicos de amplitud y tiempo

Resumiendo los valores normales de las amplitudes y duraciones de los parámetros importantes del ECG son los siguientes:

Onda	Amplitud
P	0.25 mV
R	1.60 mV
Q	Menor del 25% de la R
T	0.1 - 0.5 mV

Tabla 1.- Amplitud en milivoltios de cada onda cardíaca

Intervalo	Duración (s)
P-R	0.12 - 0.2 s
Q-T	0.35 - 0.44 s
S-T	0.05 - 0.15 s
Onda P	0.11 s
QRS	0.09 s

Tabla 2.- Duración típica en segundos de los intervalos relevantes de una onda cardíaca

Si bien ya conocemos la magnitud esperada de la señal ECG, lo siguiente que deberemos conocer es las magnitudes temporales. Es bien conocido que las frecuencias cardíacas normales pueden variar bastante, se suelen considerar normales valores como 60-75 pulsaciones por minuto cuando el paciente está en reposo, pudiendo llegar fácilmente a las 180-200 pulsaciones por minuto durante la actividad física intensa. Cuando la frecuencia cardíaca alcanza valores anormalmente bajos se dice que el paciente sufre de braquicardia, y cuando la frecuencia cardíaca es anormalmente elevada recibe el nombre de taquicardia. Una onda senoidal pura de 200 pulsaciones por minuto equivale a un tono puro de 3.33Hz, así que como podemos ver la componente del ritmo cardíaco tiene una componente frecuencial bastante baja.

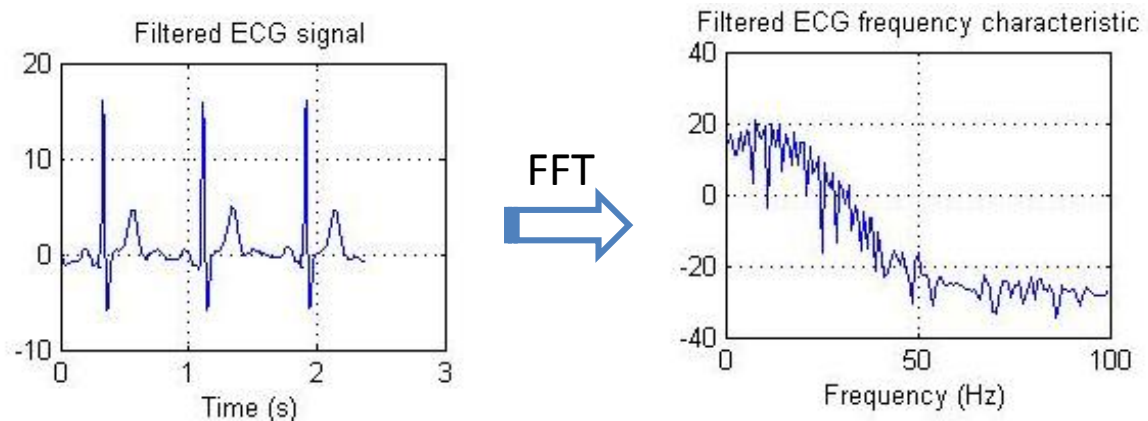


Ilustración 8 Distribución frecuencial de potencia de la señal ECG que se muestra a la izquierda. Se puede observar como la mayor parte de la información está contenida en la banda 0-40Hz

Sin embargo si se observa la onda ECG, se puede ver que su forma dista mucho de una senoidal perfecta, con lo que su distribución frecuencial será mucho más variada. Por ejemplo, los flancos de subida y bajada del complejo Q-R-S tienen componentes de frecuencia que alcanzan fácilmente los 40Hz.

Todos estos datos que se han presentado hasta ahora son los que se han de tener en cuenta a la hora de diseñar el circuito de amplificación y acondicionamiento para el correcto funcionamiento del electrocardiograma.

La correcta medida del potencial eléctrico del corazón se realizará a través de electrodos en la superficie del cuerpo, donde la colocación (o derivación) de estos va a modificar la forma de onda que se observa, tanto las amplitudes, polaridades e incluso los tiempos de los distintos componentes del ECG dependen en gran modo de esta colocación. Cuando se colocan electrodos con fines clínicos, las localizaciones estándar son los brazos tanto izquierdo como derecho en la zona cercana a las muñecas, la pierna izquierda cerca del tobillo y varios puntos del pecho denominados posiciones precordiales. Además se coloca un electrodo de masa o referencia en la pierna derecha del paciente cerca del tobillo. Cada conjunto de localizaciones se denomina derivación. Existen doce derivaciones:

- Tres derivaciones bipolares o derivaciones de extremidades: detectan las variaciones eléctricas en dos puntos y ponen de manifiesto la diferencia. El brazo derecho siempre será el terminal negativo así como la pierna izquierda

siempre será positiva. La primera derivación corresponde a colocar los electrodos en los brazos, la segunda en el brazo derecho y pierna izquierda y la tercera derivación brazo y pierna izquierdos. En esta última el brazo izquierdo será el terminal negativo.

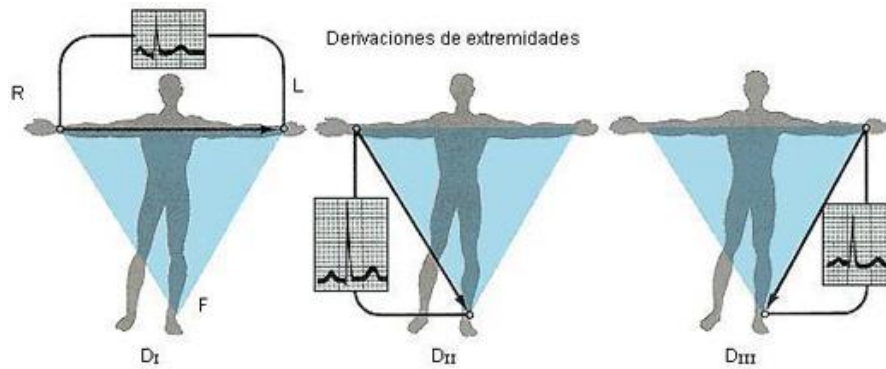


Ilustración 9 Derivaciones bipolares

- Tres derivaciones unipolares o de extremidades aumentadas: registran las variaciones eléctricas de potencial en un punto (brazo derecho, brazo izquierdo o pierna izquierda) respecto a otro punto en que la actividad eléctrica durante la contracción cardíaca no varía significativamente.

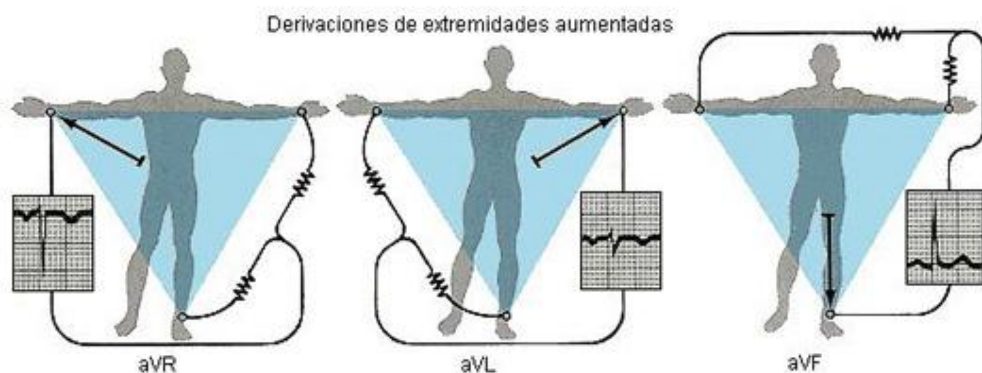


Ilustración 10 Derivaciones unipolares

- Seis derivaciones precordiales: Estas derivaciones son unipolares y se registran en el tórax desde la posición 1 a la 6. Los electrodos móviles registran el potencial eléctrico que hay bajo ellos mismos respecto a la conexión terminal central, que se hace conectando los cables del brazo derecho, el brazo izquierdo, y la pierna izquierda.

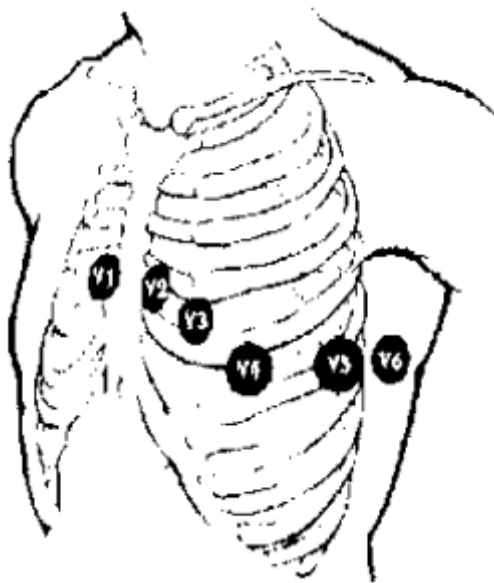


Ilustración 11 onda para cada una de las derivaciones

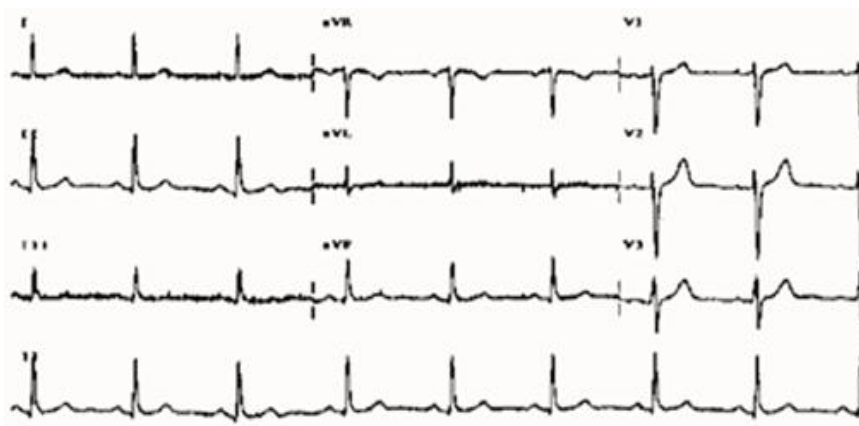
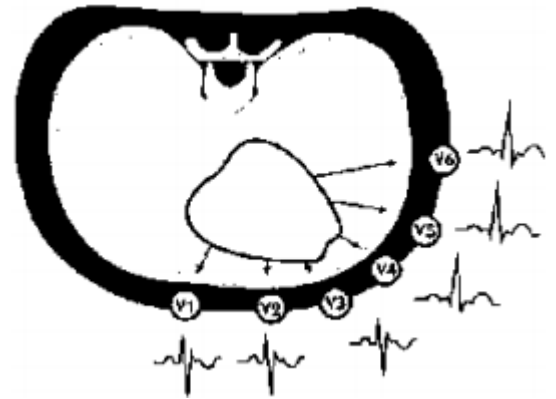


Ilustración 12 Derivaciones precordiales

CAPÍTULO 3.- ESTUDIO DE LOS SISTEMAS ANALÓGICOS

Para su correcto funcionamiento un ECG distinguimos una parte analógica y otra digital. Estudiaremos cada una de ellas por separado.

3.1. ANÁLISIS DE LA PARTE ANALÓGICA DEL ECG

La parte analógica, que es la que ahora nos ocupa, debe constar de las siguientes partes:

1. Transductor
2. Circuito de pre amplificación
3. Filtrado y amplificación

El sistema electrónico necesario para adquirir correctamente la señal ECG es básicamente un buen circuito amplificador diferencial.

A la hora de diseñar estas etapas tendremos que tener en cuenta las siguientes características del sistema que estamos midiendo.

Lo primero que hemos de tener en cuenta es el tipo de onda que tenemos. Conociendo sus parámetros podremos definir más tarde los parámetros que necesitaremos tanto en las amplificaciones como en el filtrado.

Como se ha comentado anteriormente, la magnitud de las diferencias de potencial de origen biométrico no suelen superar los 1,6 mV (pico R). El resto de la onda se encuentra típicamente por debajo de los 0,3 mV. Otro factor muy importante en el diseño es concretar el ancho de banda del mismo. Como se ha visto en la descripción de la onda cardíaca la onda obtenida correspondería con un tono puro de 3.33 Hz para 200 pulsaciones por minuto (actividad física intensa) y uno de 1 – 1,25 Hz para 60 – 75 pulsaciones por minuto (estado de reposo) También se vio que la onda estaba bastante de una senoidal pura teniendo la mayor parte de la información entre los 0 y 40 Hz. Si nuestro sistema de instrumentación no deja pasar bien la banda de 0-40Hz, o bien introduce para esas frecuencias un nivel significativo de tensión debida al modo común, estaremos distorsionando la forma de la señal ECG. Esto es altamente indeseable ya que de cómo sea esta forma, de sus intervalos, y la intensidad de cada pico, se extrae mucha información diagnóstica acerca de cómo el corazón desarrolla su actividad, lo que es vital de cara a diagnosticar alguna patología.

Teniendo esto en cuenta vamos a definir cada una de las etapas del circuito.

3.1.1. TRANSDUCTORES

Un transductor es un dispositivo capaz de transformar o convertir un determinado tipo de energía de entrada, en otra diferente a la salida.

En este caso en particular, no hará falta transformar el tipo de energía, ya que se puede medir directamente la actividad eléctrica, por lo que los transductores necesarios para este circuito consistirán en simples electrodos que en su definición más genérica se definen como "extremo de un conductor en contacto con un medio, al que lleva o del que recibe una corriente eléctrica".

Los electrodos para la correcta medida de los potenciales biométricos no son solo puntos de contacto en los que se obtienen tensiones en la superficie del cuerpo, dichos potenciales son potenciales iónicos así que su medida requiere que sean convertidos a potenciales eléctricos. Por tanto los electrodos son los dispositivos que convierten los potenciales iónicos en eléctricos.

Los electrodos juegan un papel importante a la hora de reproducir señales bioeléctricas y por tanto su elección debe ser cuidadosa. A la hora de modelar y estudiar los electrodos, la piel y tejidos vivos, por su carácter electrolítico se representan como soluciones de electrolitos.

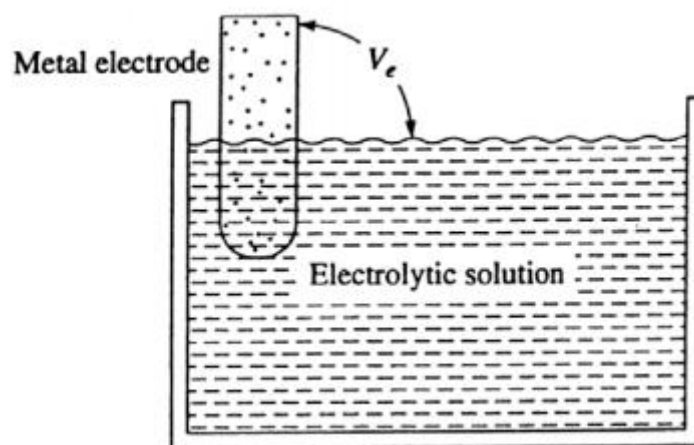


Ilustración 13 Electrolitos

Al poner en contacto el electrodo con la piel o lo que es lo mismo con una disolución electrolítica, se dará un intercambio iónico entre el conductor metálico y la disolución. La interfase de iones metálicos en disolución con sus metales asociados da

lugar a un gradiente de carga que produce un potencial eléctrico que se denomina potencial de electrodo (V_e en la figura). Este potencial es el resultado de la diferencia de los ritmos de difusión de los iones hacia dentro y hacia fuera del metal. El equilibrio se alcanza con una capa de carga en la interfase. Esta carga está confinada en realidad una doble capa, siendo la más próxima al metal de una polaridad y la más próxima a la disolución de la polaridad opuesta.

Es imposible determinar el potencial de electrodo absoluto de un electrodo único debido a que la medida del potencial entre el electrodo y su disolución requiere de la colocación de otra interfase metálica en la disolución, por tanto todos los valores de los potenciales de electrodo se dan de forma relativa y se establecen respecto a una referencia. Por convenio, esta referencia es el electrodo normal de hidrógeno al que se le asignó arbitrariamente el potencial de cero voltios. En la siguiente tabla vemos el potencial de electrodo para algunas reacciones, todos ellos en referencia al electrodo de hidrógeno:

<i>Electrodo de oxidación *</i>	<i>Reacción de oxidación</i>	<i>E° (voltios)</i>
Li Li ⁺	Li = Li ⁺ + e	+ 3,045
K K ⁺	K = K ⁺ + e	+ 2,925
Na Na ⁺	Na = Na ⁺ + e	+ 2,715
Zn Zn ⁺⁺	$\frac{1}{2}$ Zn = $\frac{1}{2}$ Zn ⁺⁺ + e	+ 0,763
Fe Fe ⁺⁺	$\frac{1}{2}$ Fe = $\frac{1}{2}$ Fe ⁺⁺ + e	+ 0,440
Cd Cd ⁺⁺	$\frac{1}{2}$ Cd = $\frac{1}{2}$ Cd ⁺⁺ + e	+ 0,403
Co Co ⁺⁺	$\frac{1}{2}$ Co = $\frac{1}{2}$ Co ⁺⁺ + e	+ 0,277
Ni Ni ⁺⁺	$\frac{1}{2}$ Ni = $\frac{1}{2}$ Ni ⁺⁺ + e	+ 0,250
Ag, AgI I ⁻	Ag + I ⁻ = AgI + e	+ 0,152
Sn Sn ⁺⁺	$\frac{1}{2}$ Sn = $\frac{1}{2}$ Sn ⁺⁺ + e	+ 0,140
Pb Pb ⁺⁺	$\frac{1}{2}$ Pb = $\frac{1}{2}$ Pb ⁺⁺ + e	+ 0,126
Pt, H ₂ H ⁺	$\frac{1}{2}$ H ₂ = H ⁺ + e	0,000
Ag, AgCl Cl ⁻	Ag + Cl ⁻ = AgCl + e	- 0,223
Hg, Hg ₂ Cl ₂ Cl ⁻	Hg + Cl ⁻ = $\frac{1}{2}$ Hg ₂ Cl ₂ + e	- 0,268
Cu Cu ⁺⁺	$\frac{1}{2}$ Cu = $\frac{1}{2}$ Cu ⁺⁺ + e	- 0,337
I ₂ I ⁻	I ⁻ = $\frac{1}{2}$ I ₂ + e	- 0,536
Pt Fe ⁺⁺ , Fe ⁺⁺⁺	Fe ⁺⁺ = Fe ⁺⁺⁺ + e	- 0,771
Hg Hg ₂ ⁺⁺	Hg = $\frac{1}{2}$ Hg ₂ ⁺⁺ + e	- 0,789
Ag Ag ⁺	Ag = Ag ⁺ + e	- 0,799
Pt Hg ₂ ⁺⁺ , Hg ⁺⁺	$\frac{1}{2}$ Hg ₂ ⁺⁺ = Hg ⁺⁺ + e	- 0,920
Pt, Cl ₂ Cl ⁻	Cl ⁻ = $\frac{1}{2}$ Cl ₂ + e	- 1,360

Ilustración 14 Potenciales de electrodo

Dado que la medida de potenciales bioeléctricos requiere de dos electrodos, la tensión medida es en realidad la diferencia entre dos potenciales instantáneos de los dos electrodos. Si dos electrodos son muy diferentes, pueden producir una tensión

continúa importante que podría dar lugar a un flujo de corriente entre ambos así como al amplificador que estén conectados. Esta tensión se denomina tensión de offset de los electrodos. Esta corriente se puede confundir con el fenómeno fisiológico que se desea medir.

Los electrodos que se usarán para los ECG son electrodos de superficie, compuestos por un electrodo de metal y unidos a la superficie del cuerpo mediante un gel electrolítico o electrolito. En ellos aparece un potencial de electrodo en la interfase, proporcional al cambio de iones entre el metal y los electrolitos del organismo, la doble capa de carga de la interfase actúa como un condensador. Sus características dependerán de las condiciones de la unión piel-electrolito, electrolito-metal y de la calidad de este electrolito.

- **Contacto electrodo de metal - electrolito:**

El electrodo tiende a descargar sus iones en el electrolito y estos iones a su vez tienden a combinarse con el electrodo. El resultado de esto es un gradiente de carga (diferencia de potencial) en cada electrodo cuya disposición espacial es llamada capa doble eléctrica. Esta está presente en la región inmediatamente adyacente al electrodo y puede ser representada, en su forma más simple, por dos planos de carga paralelos separados por una película de dieléctrico. Por tanto, la unión electrodo-electrolito parece consistir en una fuente de tensión en serie con una unión en paralelo de una capacidad y una resistencia. La tensión creada se denomina potencial de media celda y es igual al potencial del electrodo de metal en aplicaciones químicas.

Los valores de la capacidad y la resistencia dependen de muchos parámetros como la densidad de corriente, la temperatura, tipo y concentración de electrolito y tipo de metal usado.

- **Contacto electrolito-piel:**

Una aproximación a esta unión se puede obtener asumiendo que la piel actúa como un diafragma entre dos soluciones (el electrolito y los fluidos del cuerpo)

que tienen distintas concentraciones de los mismos iones, lo que da diferencias de potencial. La representación equivalente más simple consiste en un voltaje en serie con la combinación en paralelo de una resistencia y un condensador. Por tanto tenemos potenciales de origen no fisiológico, estos son llamados potenciales de contacto. Este depende del tipo de piel, la preparación de la piel y la composición del electrolito.

El circuito eléctrico equivalente de un electrodo de superficie sugiere que el voltaje que proviene del electrodo consiste en dos partes: el potencial de contacto y la señal biológica de interés. Cuando se reproducen señales bioeléctricas, se producen interferencias debido al potencial de las uniones metal-electrolito y electrolito-piel. Normalmente estos potenciales están conectados en oposición durante el proceso de medida, en la práctica, el potencial resultante será extremadamente pequeño.

Algunos elementos del circuito equivalente dependen del tiempo, por lo que producen lentas variaciones.

En señales alternas la diferencia de potencial entre dos electrodos no interfiere con las señales útiles ya que el potencial de contacto entre electrodos se mantiene constante. Sin embargo si la tasa de cambio con el tiempo del potencial de contacto decrece con el espectro de frecuencia de la señal testada se producirá un error.

- **Impedancia de la piel:**

La actividad eléctrica producida por músculos y nervios es conducida al electrodo a través de los tejidos del cuerpo, alcanza el electrodo a través de la unión piel-electrodo y es conducida por los cables al circuito en cuestión. La impedancia entre la piel y el electrodo tiene un efecto significativo en la señal final. La impedancia entre la piel y el electrodo es conocida como impedancia de contacto y su valor es mucho mayor que la impedancia eléctrica de los tejidos medida debajo de la piel. La capa córnea externa de la piel es responsable de la mayor

parte de esta impedancia por tanto una cuidadosa preparación de la piel será importante a la hora de obtener buenos resultados.

A la hora de elegir los electrodos habrá que tener en cuenta que existen dos categorías generales. Un electrodo perfectamente polarizado o perfectamente no reversible es aquel en el cual no hay transferencia neta de carga a través de la interfase metal/electrolito. Por otra parte, en un electrodo perfectamente no polarizado o perfectamente reversible existe una libre transferencia de carga entre el metal. También se ha de tener en cuenta que los metales elegidos estarán en contacto con tejidos vivos y por tanto no deberán ser tóxicos para estos, como podría serlo el electrodo de zinc-sulfato de zinc.

Los electrodos que usaremos son electrodos desechables pre-gelificados con contenido de plata-cloruro de plata. Estos están diseñados para mejorar el contacto de la piel y el electrodo evitando así ruidos aleatorios ya que poseen una capa amortiguadora de alta absorberencia compuesta por un electrolito isotónico. Esta capa absorbe los efectos del movimiento del electrodo respecto a la piel y mantiene la polarización asociada con el potencial de media celda constante. Debido a que la transpiración es la causa más común de desplazamientos del electrodo se usará un disco de superposición porosa adicional para resistir la transpiración y asegurar una colocación segura del electrodo en la piel incluso en condiciones de estrés.

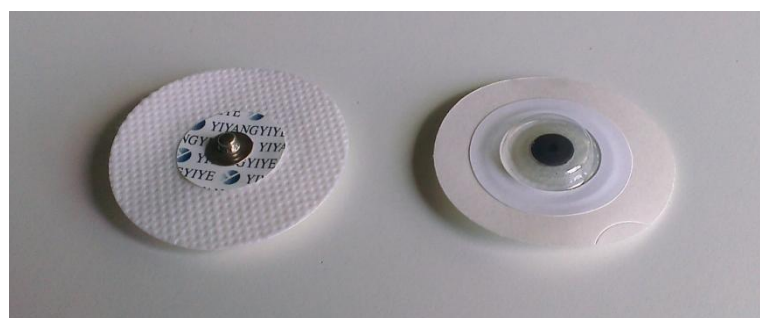


Ilustración 15 Foto de los electrodos usados

En estos electrodos el gel electrolítico está en contacto con el sensor y forma un puente conductivo con la piel. Un alto valor de iones negativos en el gel hace al electrodo más no-polarizable y disminuye la impedancia entre la piel y el electrodo.

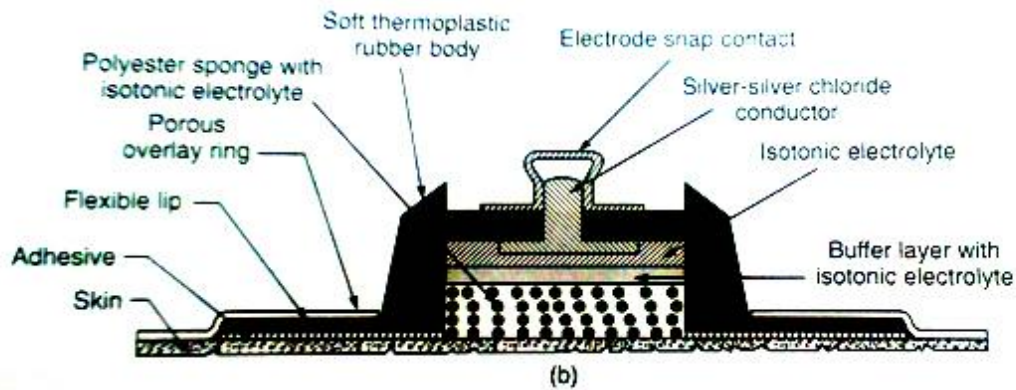


Ilustración 16 Esquema de un electrodo superficial

Se ha encontrado que este tipo de electrodos, de plata-cloruro de plata, son los más estables respecto a las fluctuaciones de tensión que pueden producir los electrodos sin señal fisiológica alguna, es decir, al ser más estables producen menos ruido en la señal eléctrica.

Teniendo en cuenta todas las características anteriores se llega al siguiente modelo eléctrico para un electrodo superficial del tipo que se usa en los ECG.

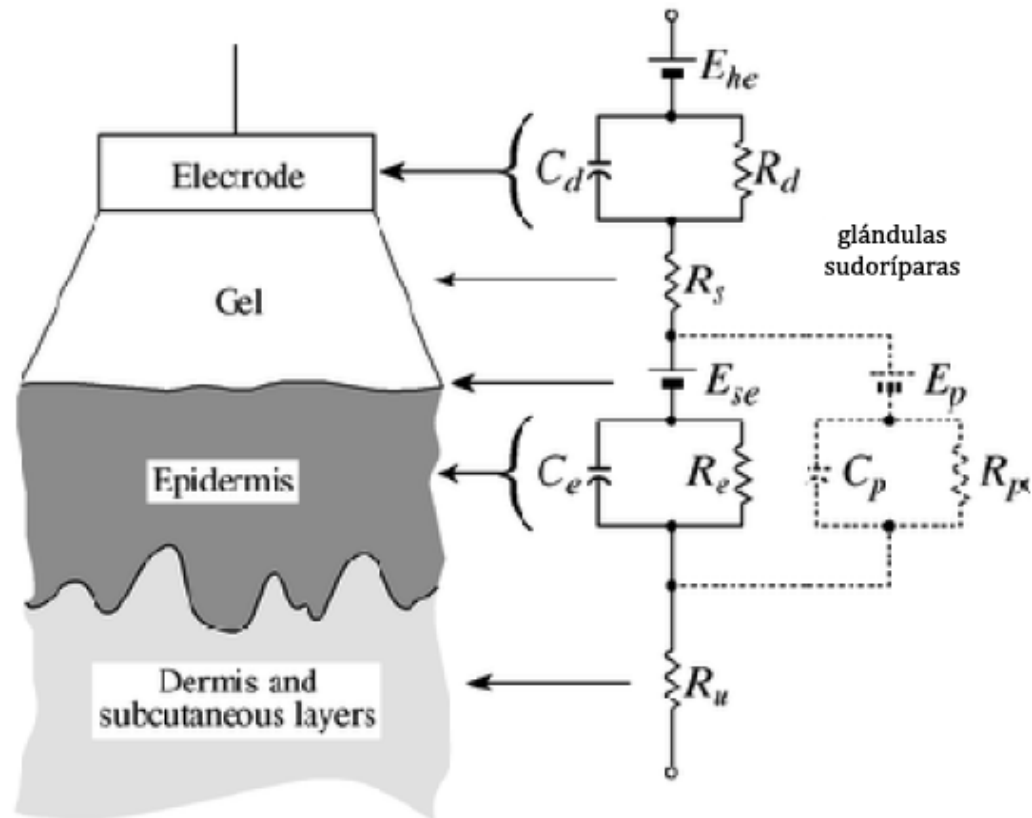


Ilustración 17 Circuito equivalente de la interacción piel-electrodo

Si los dos electrodos son iguales, los potenciales de media celda también lo serán por lo que a la hora de amplificarlos solo nos aparecerán en la señal de modo común, puesto que al ser iguales se cancelan en la señal diferencial. El problema de este hecho es que el valor del potencial de media celda suele ser varios órdenes de magnitud mayor que el biopotencial. Típicamente el valor del potencial de media celda en los electrodos biomédicos es de 1.5 V mientras que el biopotencial no suele superar los 1,6 mV. Por tanto será crucial a la hora de amplificar la señal tener una gran ganancia diferencial elevada y sin embargo una ganancia en modo común pequeña si no queremos tener un offset a la salida proveniente de los potenciales de media celda. Ganancias diferenciales demasiado grandes también nos provocarán errores en la medida puesto que si hay cualquier diferencia entre los potenciales de media celda, esta quedará reflejada en la señal diferencial y por tanto será amplificada. Así por ejemplo, una diferencia de 1mV entre los potenciales de media celda solo corresponde

a menos de un 0,1% del potencial de media celda típico y sin embargo es un valor muy similar al del biopotencial que se quiere medir, por tanto en la señal amplificada no seremos capaces de diferenciarlos.

3.1.2. CIRCUITO DE PRE AMPLIFICACIÓN

Este circuito inicial tiene como objetivo una primera amplificación de la señal obtenida, puesto que esta señal en condiciones normales tiene valores muy pequeños y con los que se nos hará imposible un posterior procesado de la señal.

Esta primera amplificación debe cumplir unos requisitos básicos e imprescindibles puesto una amplificación incorrecta cambiará inevitablemente el resultado obtenido, con lo que este circuito de pre amplificación adquiere una importancia clave a la hora de visualizar y procesar un electrocardiograma. Como se ha visto anteriormente, debido al tipo de señal con la que trabajamos necesitaremos una amplificación con una ganancia diferencial grande y una ganancia en modo común pequeña respecto a la diferencial, esto es un alto rechazo al modo común (CMR)

Para este circuito usaremos un amplificador de instrumentación, ya que estos son los amplificadores ideales para tomar medidas en ambientes ruidosos, donde la señal de interés es difícil de registrar.

Un amplificador de instrumentación es un circuito con entrada diferencial cuya función principal es amplificar con precisión las señales de muy bajo nivel aplicadas a su entrada, eliminando además las posibles señales interferentes y de ruido que lleguen en modo común.

Las características de los amplificadores de instrumentación son las siguientes:

- Ganancia diferencial en lazo cerrado estable, que pueda ajustarse externamente sin modificar sensiblemente sus características de entrada.
- Rechazo al modo común (CMRR) alto, tanto en continua como a las frecuencias a las que pueda aparecer ruido en modo común a la entrada.
- Impedancia de entrada elevada a para que su ganancia no se vea afectada por la impedancia de la fuente de entrada.

- Una impedancia de salida muy baja para que su ganancia no se vea afectada por la carga que se conecta a su salida.
- Tensión y corriente de offset bajas y bajas derivas con el tiempo y con la temperatura, puesto que se debe poder trabajar con señales muy pequeñas.
- Un factor de ruido muy próximo a la unidad.
- Una razón de rechazo al rizado a la fuente de alimentación muy alto.

Los modelos de amplificadores de instrumentación comerciales pueden estar contruidos por dos o tres etapas siendo esta última configuración, la de tres etapas, la más utilizada por sus mejores prestaciones. Este esquema es el siguiente, y se puede realizar empleando componentes discretos, incluso de bajo coste, obteniéndose a veces prestaciones suficientes para muchas aplicaciones, con un coste económico inferior al de los montajes comerciales integrados.

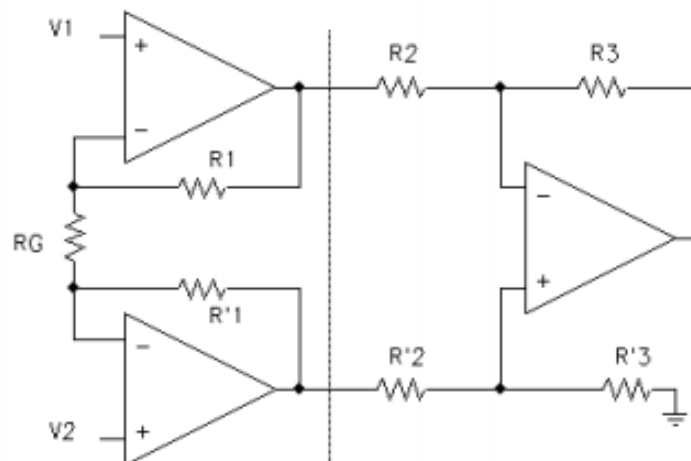
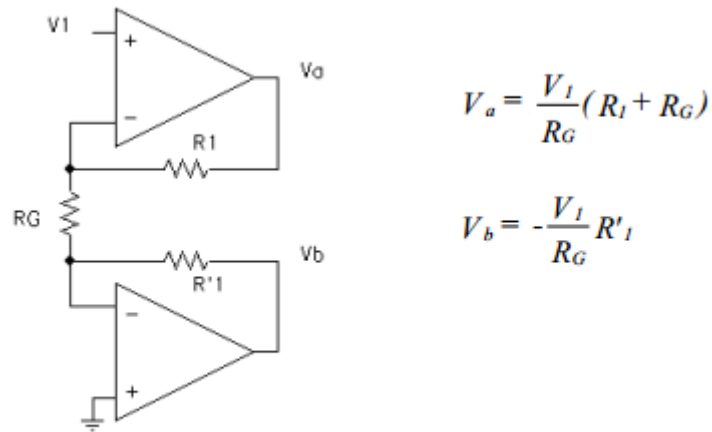


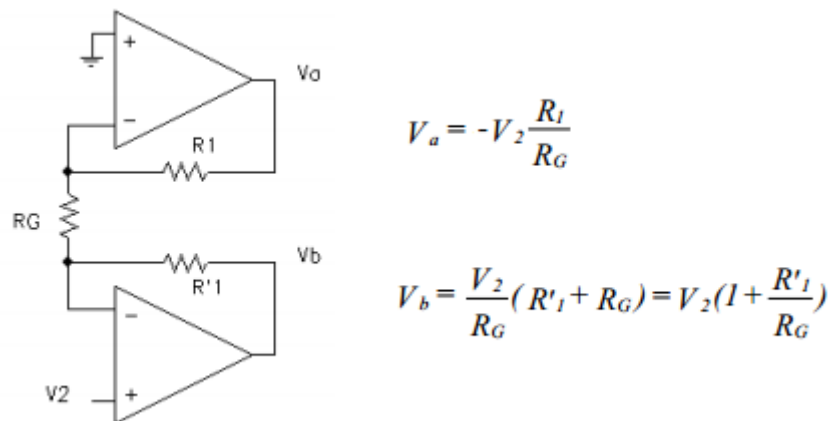
Ilustración 18 Esquema de un amplificador de instrumentación

Este circuito está formado por una primera etapa con salida y entrada diferencial de alta impedancia, que amplifica únicamente la tensión diferencial de entrada; la segunda etapa es un amplificador diferencial con salida unipolar y ganancia en modo común nula idealmente.

Analizaremos primero la parte inicial o etapa de pre-amplificación, aplicando el principio de superposición para calcular la tensión a la salida de los dos amplificadores. Primero suponemos que $V_2 = 0$ con lo que nos queda:



Suponemos ahora que $V_1 = 0$:

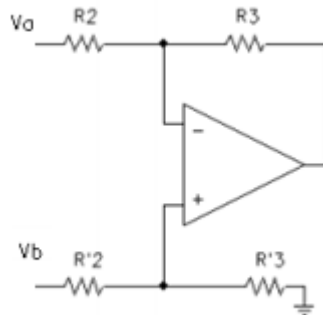


Sumamos ambos resultados obtenidos para tener las tensiones totales:

$$V_a = V_1 \left(1 + \frac{R_1}{R_G}\right) - V_2 \frac{R_1}{R_G}$$

$$V_b = -V_1 \frac{R'_1}{R_G} + V_2 \left(1 + \frac{R'_1}{R_G}\right)$$

Con estos valores analizamos el amplificador de la segunda etapa y obtenemos el siguiente resultado:



$$V_o = -\frac{R_3}{R_2} V_a + \frac{1 + \frac{R_3}{R_2}}{1 + \frac{R'_3}{R'_2}} V_b$$

Sustituyendo las expresiones que habíamos obtenido para V_a y V_b y teniendo en cuenta que:

$$V_d = V_b - V_a$$

$$V_{CM} = (V_a + V_b) \frac{1}{2}$$

Obtenemos la expresión final:

$$V_o = -V_d \left[\frac{1 + \frac{R_3}{R_2}}{1 + \frac{R'_3}{R'_2}} \left(\frac{1}{2} + \frac{R'_1}{R_G} \right) + \frac{R_3}{R_2} \left(\frac{1}{2} + \frac{R_1}{R_G} \right) \right] + V_{CM} \left[\frac{1 - \frac{R'_2 R_3}{R_2 R'_3}}{1 + \frac{R'_2}{R'_3}} \right]$$

A partir de esta expresión obtenemos las relaciones entre los valores de las resistencias necesarios para que el amplificador cumpla las funciones deseadas:

- Ganancia en modo común

El amplificador de instrumentación tiene como objetivo amplificar las señales diferenciales pero no las comunes, por tanto esta ganancia idealmente deberá ser cero

$$\left[\frac{1 - \frac{R'_2 R_3}{R_2 R'_3}}{1 + \frac{R'_2}{R'_3}} \right] = 0$$

De lo que concluimos que

$$\frac{R'_2 R_3}{R_2 R'_3} = 1 \Rightarrow \frac{R'_2}{R_2} = \frac{R'_3}{R_3}$$

- Si imponemos que $R_1 = R'_1$ obtendremos una expresión mucho más sencilla para la ganancia diferencial

$$A_d = \left[\frac{R_3}{R_2} \left(1 + 2 \frac{R_1}{R_G} \right) \right]$$

La resistencia R_G nos servirá para modificar la ganancia diferencial sin modificar el CMRR

- Si conectasemos la resistencia R'_3 a una tensión (en los integrados esta será la pata REF) obtendremos los mismos resultados superpuestos a la tensión V_{REF}

$$V_O = A_d(V^+ - V^-) + V_{REF}$$

De este análisis podemos sacar las siguientes conclusiones:

1. La ganancia al modo común de la primera etapa es la unidad, siendo sus funciones:
 - a. Amplificar la tensión diferencial.
 - b. Proporcionar un ajuste cómodo de la ganancia mediante R_G .
 - c. Presentar una elevada impedancia de entrada.
2. El CMR total depende del que presente la etapa diferencial de salida, y de la ganancia diferencial de la primera etapa, si suponemos $R_1=R'_1$:

$$CMR_{AI} = \left(1 + \frac{2R_1}{R_g} \right) CMR_{diferencial}$$

En la práctica ni el apareamiento de las resistencias será perfecto ni los amplificadores operacionales empleados serán ideales. Esto no repercute en la impedancia de entrada del amplificador de instrumentación que seguirá manteniéndose alta pero sí en el CMRR total del amplificador que se verá afectado por

el CMRR del amplificador de la última etapa, por el apareamiento de los amplificadores operacionales en la etapa pre-amplificadora y por el de las resistencias. Así vemos que el CMRR total depende de estos factores de la siguiente forma:

$$\frac{1}{CMRR_{TOTAL}} = \frac{1}{CMRR_1} + \frac{1}{CMRR_2} + \frac{1}{1 + \frac{2R_1}{R_G}} \left(\frac{1}{CMRR_3} + \frac{1}{CMRR_R} \right)$$

Siendo $CMRR_1$ y $CMRR_2$ el de los amplificadores de la etapa de pre-amplificación, $CMRR_3$ el del amplificador de la 2ª etapa y $CMRR_R$ el correspondiente a las resistencias y con la siguiente expresión:

$$CMRR_R = \frac{1}{2} \frac{R_2 R'_3 + R_3 R'_2 + 2R_3 R'_3}{R_2 R'_3 - R_3 R'_2}$$

En la figura se muestra el símbolo que suele utilizarse para representar este tipo de amplificador de instrumentación.

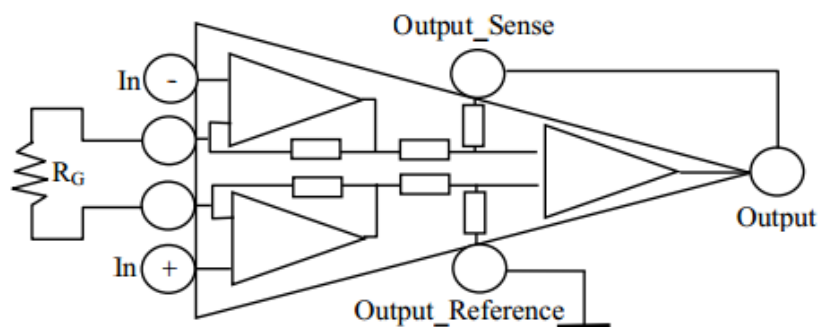


Ilustración 19 símbolo de un amplificador de instrumentación

Como se puede observar en la anterior figura, la resistencia R_G se ha dibujado exterior circuito. Esto es porque esta resistencia se deja a elección del usuario según sus necesidades para modificar la ganancia diferencial en lazo cerrado.

En esta etapa del circuito el rechazo al modo común es de gran importancia. En este sentido estaremos limitados por el amplificador de instrumentación que elijamos. Otra estrategia, además de aumentar el CMRR al máximo, es intentar disminuir la señal de

modo común. Una manera de realizar esto es lo que se denomina “derivación de pierna derecha” (RF) Este circuito tiene como objetivo producir una realimentación negativa de tal forma que se disminuye la tensión en modo común a la entrada del amplificador. Además proporciona un camino de baja impedancia para que las interferencias puedan ser drenadas antes de llegar al amplificador.

- **CIRCUITO DE PIERNA DERECHA**

El objetivo del circuito de pierna derecha es reducir las interferencias de modo común, a través de un tercer electrodo colocado en el paciente. Este electrodo provee un camino de baja impedancia entre el paciente y la entrada al amplificador diferencial.

Este circuito registra la señal modo común en la pierna derecha, a través de las resistencias, la amplifica, invierte y realimenta. Esta realimentación negativa disminuye la señal modo común a la entrada del amplificador. Dirige una pequeña corriente (menor de un microamperio) a la pierna derecha del paciente de modo que se igualen las corrientes que fluyen por el cuerpo. Conseguimos así que el modo común sea mucho menor.

Además creamos un camino de baja impedancia para que la interferencia se drene antes de llegar al amplificador de instrumentación.

Este circuito mejora también la seguridad del paciente. Si apareciera una tensión anormalmente alta el amplificador operacional de la pierna derecha saturará. Como la resistencia entre el paciente y tierra tiene valores muy altos la corriente que llegue al paciente se mantendrá pequeña sin que el paciente sufra daños.

Los amplificadores usados para el circuito de pierna derecha son de muy bajo ruido y baja distorsión puesto que en otro caso será contraproducente. Se utilizarán amplificadores operacionales para la implementación de este circuito. Los amplificadores operacionales son los componentes más versátiles y usados en el campo de la electrónica.

Los amplificadores lineales disponen de un puerto de entrada y otro de salida, donde la señal de salida (V_o) es el resultado de multiplicar la señal de entrada (V_i) por un factor de ganancia (A)

$$V_d = V_i \cdot A$$

Los amplificadores operacionales son amplificadores diferenciales, esto es, amplifican una señal de entrada siendo esta a su vez la diferencia de otras dos señales cualesquiera, y muestran a la salida la señal V_o amplificada y referenciada a tierra.

La figura siguiente muestra un amplificador operacional convencional implementado a partir de transistores de unión bipolar:

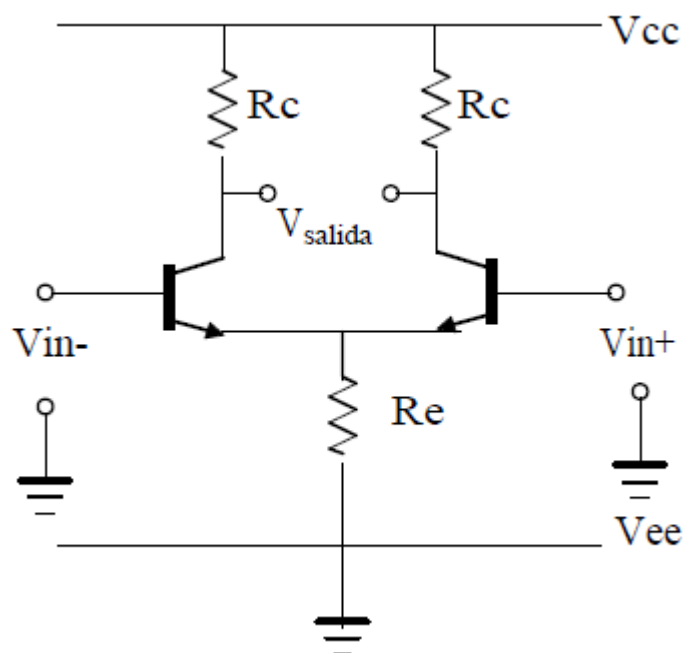


Ilustración 20 Amplificador operacional

En el modelo de amplificador operacional ideal se cumplen los siguientes principios:

- Ganancia (A) infinita
- Resistencia de entrada infinita
- Resistencia de salida cero

Del principio de ganancia infinita se concluye que la entrada diferencial debe ser cero puesto que:

$$V_d = \frac{V_o}{A} = \frac{V_o}{\infty} = 0$$

Esta condición es lo que se conoce como cortocircuito virtual, donde no circula corriente por las entradas del amplificador y su diferencia de potencial es cero. La realimentación negativa ayuda a disminuir la distorsión generada internamente por los amplificadores, reduce la resistencia de salida y la realimentación positiva brinda la posibilidad de aumentar el ancho de banda del amplificador. El problema fundamental de la realimentación positiva es que se pueden presentar oscilaciones y volver inestable el amplificador y el circuito en general

Evidentemente, estas condiciones ideales no se cumplen perfectamente en la práctica por lo que también debemos tratar el amplificador operacional real. Encontraremos ahora limitaciones a las condiciones ideales y que deberán tenerse en cuenta en cualquier aplicación.

Haciendo un análisis en corriente continua y de ganancia en baja frecuencia, se demuestra que la ganancia es típicamente limitada por una realimentación térmica más que por las características eléctricas. En el proceso de transmisión de potencia, la etapa de salida del amplificador, disipa internamente unos niveles de potencia parecidos que causan que la temperatura del chip aumente en proporción a esta potencia. Si la constante de realimentación térmica es mayor que la constante de realimentación eléctrica, la ganancia del amplificador de realimentación cambiará de fase por 180°, volviendo la realimentación positiva en negativa. Por esto se debe determinar una "Ganancia máxima utilizable".

A altas frecuencias donde los efectos térmicos pueden ser ignorados, el comportamiento del amplificador operacional es puramente electrónico. Existen resistencias parásitas tanto en la entrada y en la salida del amplificador que generan voltajes indeseados, además debido a que el amplificador operacional real debe de ser polarizado, se inducen también voltajes y corrientes que afectan el desempeño ideal

del dispositivo . En este rango el ancho de banda limitado, también ocasiona problemas de linealidad y saturación en el amplificador

Las características reales de un amplificador operacional son las siguientes:

- **Ganancia en Lazo abierto:** La ganancia en lazo abierto se define como la razón de cambio del voltaje de salida al voltaje de error entre las entradas. A bajas frecuencias la Ganancia en Lazo Abierto es constante y a frecuencias altas (mayores a 100MHz) se reduce a una tasa de 6db/octava. La frecuencia donde la ganancia es igual a la unidad se denomina "Ancho de Banda Unitario". La ganancia en lazo abierto cambia con la impedancia de carga, la temperatura ambiente y el voltaje de alimentación. Como regla, la ganancia de lazo abierto no puede cambiar más de un factor de 10 entre condiciones de carga y sin carga.
- **Ganancia en Lazo Cerrado:** Esta es la ganancia del circuito con realimentación. Está limitada por el ancho de banda. Los parámetros de linealidad, estabilidad de ganancia, impedancia de salida y exactitud de ganancia son factores mejorados por la realimentación. Se traza una línea recta horizontal en la ganancia que se desea para lazo cerrado. Gráficamente, el ancho de banda es el punto en el cual la curva de ganancia de lazo cerrado intercepta la curva de ganancia de lazo abierto. Para un diseño práctico, el diseño actual de un circuito de un amplificador operacional debe ser aproximadamente de 1/10 a 1/20 de la ganancia de lazo abierto a una frecuencia dada. Esto asegura que el amplificador operacional funcionará apropiadamente sin distorsión. Cuando se incrementa la ganancia de voltaje de un circuito de amplificador operacional, el ancho de banda se decrementa.
- **Voltaje y Corriente Máximos de Salida:** Es el valor máximo del voltaje de salida que puede obtenerse antes de que ocurra corte de la señal o exceso de no

linealidad. La corriente máxima es la corriente garantizada al valor de este voltaje.

- **Recuperación de Sobrecarga:** Se define como el tiempo requerido para que el voltaje de salida vuelva a su estado normal después de condiciones de saturación.
- **Voltaje de entrada de Offset (Input Offset Voltage):** Es el voltaje DC que genera en la salida del AO debido a la asimetría y otros defectos del circuito interno.
- **Corriente de Bias de entrada (Input Bias Current):** Es la corriente dc requerida por las entradas del amplificador para que la primera etapa funcione correctamente. Idealmente estas corrientes son iguales. Estas corrientes generan un error en el voltaje cuanto fluyen a través de las impedancias de la fuente. Se genera un voltaje DC que aparece en serie con el voltaje offset de entrada.
- **Corriente Offset de Entrada (Input Offset Current):** Es la diferencia de las corrientes bias de las entradas inversora y no inversora.
- **Voltaje de Modo Común (Input Common Mode Voltage):** El voltaje que es común en las entradas del amplificador operacional. Es el voltaje en modo común máximo que puede ser aplicado a las entradas para un normal funcionamiento. Este voltaje se supone que debe ser eliminado en la salida del AO ya que este solo acepta voltajes en modo diferencial.
- **Factor de rechazo en Modo Común:** Un amplificador operacional real solo responde a la diferencia de voltaje entre las entradas y no produce ninguna salida para un voltaje en modo común, esto es cuando las entradas están al mismo potencial. El CMRR es la razón de amplificación de voltaje diferencial con la amplificación en modo común, A_{dif} / A_{com} . Idealmente es infinito. En los amplificadores operacionales hay tres razones por las cuales no se debe tomar un CMRR en el límite: son caros, es difícil mantenerlos estables eléctricamente y hay ruido que se presenta diferencialmente.
- **Slew Rate:** Si un amplificador se satura por la aplicación de un gran pulso u onda cuadrada que tienen un rápido ascenso, la señal de salida no sigue a la

señal de entrada inmediatamente. Ella lo hace en rampa como se muestra en la figura 12 .

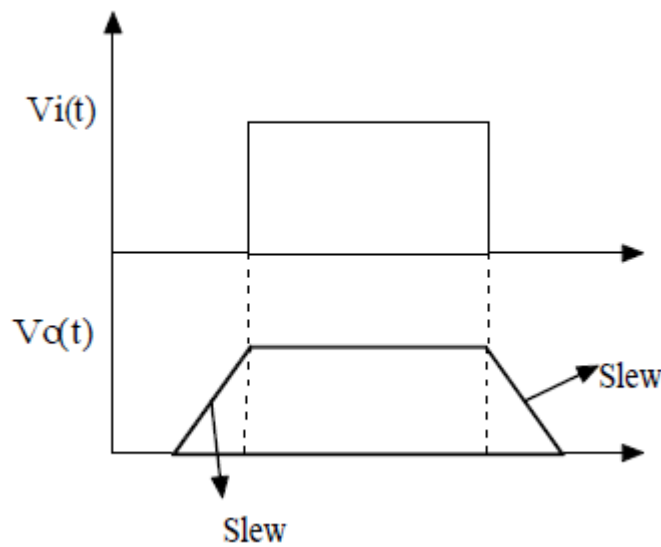


Ilustración 21 Slew rate

- **Ancho de banda** (Power Bandwidth), que es la frecuencia máxima a la cual se puede obtener una onda de salida sin distorsión (usualmente 10V pico), está también directamente relacionada con el slew rate. Si se aplica una frecuencia mayor a la limitada por el slew rate, el voltaje de salida se distorsiona significativamente.
- **Amplificadores Rail-to-Rail y Single Rail:** "La designación rail-to-rail para indicar que la tensión de elongación permitida es igual a la diferencia de potencial entre las fuentes de polarización, es marca registrada por Motorola Co. Con esto se especifica también un tipo de AO con polarizaciones muy bajas y alta elongación en la entrada y/o en la salida". Algunos amplificadores operacionales son diseñados para ser operados con un solo voltaje de alimentación (Single Supply). Esto requiere un diseño especial para la etapa de entrada y de salida. Cualquier terminal de alimentación debe estar conectado a tierra.

3.1.3. FILTRADO Y AMPLIFICACIÓN

El objetivo final del sistema que estamos implementando es la obtención de una señal electrocardiográfica fiel a la señal real. Para esto deberemos ser capaces de obtener un sistema con poco ruido puesto que este nos generará una señal totalmente inútil para el diagnóstico de patologías cardíacas.

Para poder lograrlo, deberemos primero conocer el concepto de ruido y entender qué tipos de ruido se nos presentan en nuestro sistema y el motivo por el que aparece.

Entendemos como ruido "El ruido es un fenómeno macroscópico que tiene su origen en fenómenos cuántico y termo-estadísticos" En los sistemas ideales el ruido no existe, pero en el mundo real todo sistema genera ruido. Este ruido es generado por los movimientos de agitación de los electrones a temperaturas mayores del cero absoluto. Estos movimientos de electrones, aunque no generan una corriente neta, producen una serie de pulsos de corriente aleatorios que se manifiestan macroscópicamente como ruido. En función de su espectro de frecuencias se separa el ruido en blanco (si su densidad espectral de potencia es constante) o rosa (cuando los fenómenos que causan el ruido no son completamente aleatorios la densidad espectral de este no será constante)

El ruido es intrínseco al sistema y debe ser diferenciado de las interferencias. A pesar de que ambos son señales no deseadas, las interferencias son señales externas que se introducen en un sistema. Para que el sistema funcione correctamente deberemos analizar a qué tipo de interferencias es susceptible un sistema y cómo evitarlas. Ejemplos típicos de interferencias son las causadas por la red eléctrica, motores y otros equipos eléctricos próximos al sistema de medida.

Lo siguiente a considerar debe ser qué tipos de ruido vamos a encontrarnos en el sistema para poder crear una estrategia eficaz para eliminarlos. Para esto hay que recordar las características de la onda cardíaca. Uno de los hechos más importantes cuando estamos tratando con este sistema es tener en cuenta la pequeña amplitud de la señal que queremos medir, normalmente inferior a 1,6 mV, puesto que la hace muy susceptible a ruidos.

Las fuentes de ruido e interferencia en un sistema ECG son:

- Ruido:
 1. La fuente de alimentación: Ruido provocado por desequilibrios en el transformador de la fuente de alimentación, acoples capacitivos entre el primario y el secundario.
 2. Acoplamiento capacitivo interno entre los diferentes componentes: Este efecto se produce por la interacción de campos eléctricos en conductores cercanos entre sí, que al estar separados por aire (de carácter dieléctrico) se comportan como un condensador. Esto se puede evitar evitando cables largos en paralelo, y distanciando dichos cables. Otra solución es apantallar los cables y poniendo a tierra el recubrimiento metálico, de tal forma que no haya diferencia de potencial entre las pantallas de los cables.

3. Ruido de componentes:

- Ruido Johnsonn: ruido introducido por las resistencias del circuito por la agitación térmica de los electrones

$$E_{rms} = \sqrt{4KTRB} [V]$$

Donde K es la constante de Boltzmann, T la temperatura, R el valor de la resistencia y B el ancho de banda. Para temperatura ambiente tendremos que:

$$E_{rms} = 0.13\sqrt{RB} [V]$$

- Ruido Shot blanco: debido a la presencia de semiconductores. Cuando portadores discretos de carga son inyectados en una barrera de potencial causan una variación momentánea de campo eléctrico (tensión). Este ruido no ocurre en conductores Ohmicos, ya que no están limitados los portadores pero sí en semiconductores.

- Ruido flicker rosa: ruido muy relacionado con los procesos de fabricación de los semiconductores, defectos o impurezas en las uniones. Se presenta a frecuencias menores de 100 Hz.

La elección de componentes de buena calidad y un buen diseño del circuito reduce de forma muy notable los efectos mencionados anteriormente.

- Interferencias:

1. Acoplamiento capacitivo de la red eléctrica a cables y electrodos
2. Acoplamiento capacitivo de la red eléctrica al paciente:

El acoplamiento de capacitivo de la red eléctrica es la interferencia más importante. Las interferencias causadas por el acoplamiento de la red eléctrica a los cables y electrodos son muy pequeñas, sin embargo el acoplamiento al paciente es una interferencia notable y puesto que no se puede evitar deberemos eliminarla. La solución es utilizar un filtro rechazo de banda sintonizado a la frecuencia de red, aunque de esta forma eliminamos toda información a dicha frecuencia. Como se ha visto antes en la descripción de la onda cardíaca la información relevante está entre los 0 y 40 Hz, así que habrá que ser cuidadoso a la hora de diseñar el filtro para no atenuar la señal en frecuencias de interés.

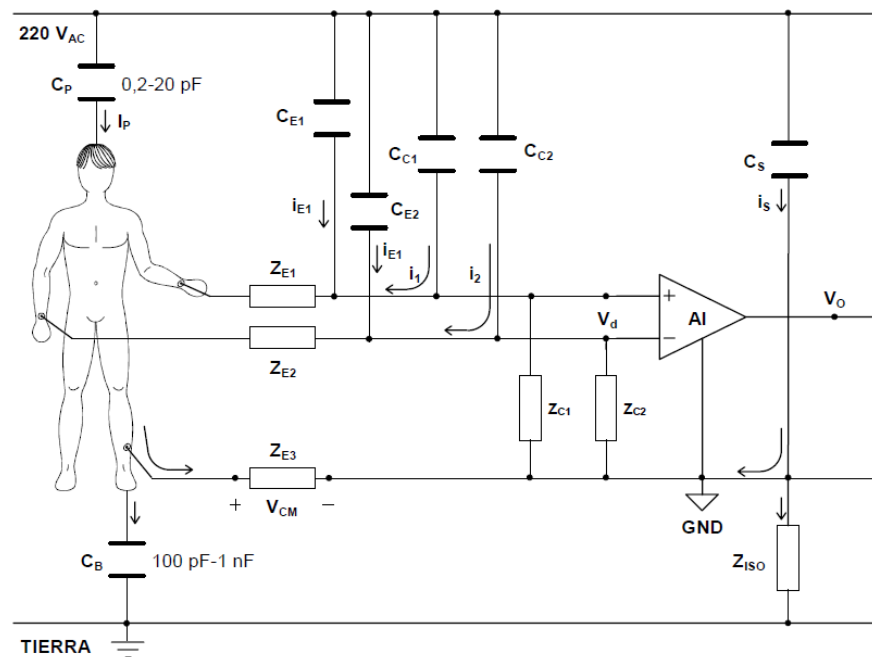


Ilustración 22 Interferencias capacitivas del sistema ECG

En el circuito de la figura se ha representado un modelo simplificado del sistema de medida junto con las interferencias de origen externo producidas por campo eléctrico. El acoplamiento de estas interferencias es capacitivo y por ello se han modelado con diferentes condensadores. Las capacidades CC1 y CC2 modelan el acoplamiento a los cables de medida, mientras que CE1 y CE2 modelan el acoplamiento entre el conjunto electrodo-conector y la red eléctrica. Las capacidades CP y CB, que modelan el acoplamiento entre paciente y red, y paciente y tierra respectivamente, presentan una gran dispersión de valores y suelen tomarse como valores típicos en un caso de fuertes interferencias $CP = 10 \text{ pF}$ y $CB = 100 \text{ pF}$.

3. Interferencia de campos magnéticos: los cables de adquisición y el paciente forman un circuito de lazo cerrado, si dicho lazo es atravesado por un campo magnético se inducen corrientes parásitas que generarán distorsión en la señal medida.

4. Potencial de contacto: Aparece una diferencia de potencia entre los electrodos y el paciente, el cual varía si se mueve el electrodo. Utilizando electrodos lo más limpios posible y gelificados se disminuye la resistencia entre la piel y el electrodo.
5. Potencial bioeléctrico: Aparece como consecuencia del movimiento del paciente. La actividad muscular provoca biopotenciales que son captados por los electrodos. Para reducir esta interferencia se debe contar con la colaboración del paciente, aunque es imposible que este se vea totalmente reducido ya que hay músculos en movimiento constante como los de la respiración. Los niveles de ruido que caben esperar estarán entre 10 μV y 2 mV de amplitud.

La estrategia entonces, después de analizar las diversas fuentes de ruido y de interferencia, es filtrar frecuencias indeseadas, quedándonos solo con el ancho de banda deseado y eliminando la frecuencia de 50 Hz y el nivel de continua u offset. Además hemos visto otra vez la importancia de tener un buen rechazo al modo común y alta impedancia de entrada puesto que la gran parte de las interferencias aparecen en nuestro sistema en modo común, así el CMRR como ya se dijo que convierte en un parámetro crítico.

Una vez analizados los distintos tipos de ruidos e interferencias veremos ahora los circuitos de filtrado.

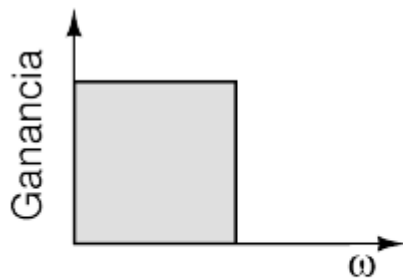
Un filtro es un dispositivo o circuito diseñado para separar, permitir pasar o suprimir un grupo de señales de una mezcla de estas. Los filtros son componentes básicos en electrónica debido a la presencia de ruidos e interferencias en cualquier sistema que se construya.

Los filtros pueden ser pasivos si sus componentes son solo componentes pasivos que no necesitan de una fuente de alimentación o activos si entre sus componentes se encuentra algún componente activo. Generalmente los filtros pasivos son más adecuados para altas frecuencias y potencias mientras que para bajas frecuencias y potencias los filtros activos son la mejor opción.

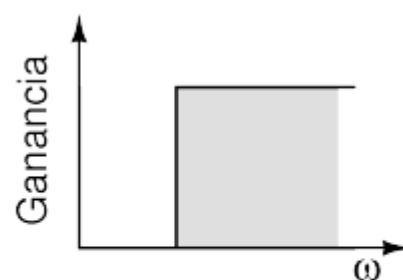
La función de transferencia de un filtro es un modelo matemático que relaciona la respuesta del filtro a una señal de entrada.

Clasificamos también los filtros según la frecuencia, en las siguientes cuatro categorías:

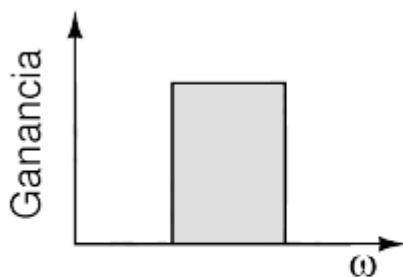
- Filtro pasa bajos (LP): permite el paso de señales de menor frecuencia que una frecuencia especificada llamada frecuencia de corte.
- Filtro pasa altos (HP): permite el paso de señales mayores que las de frecuencia de corte.
- Filtro pasa banda (BP): permite el paso de señales pertenecientes a una cierta banda de frecuencias marcadas por dos frecuencias de corte.
- Filtro rechazo de banda (BR): permite el paso de señales excepto las pertenecientes a una cierta banda de frecuencias.



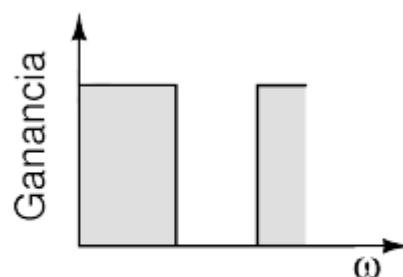
Característica ideal de un filtro LP.



Característica ideal de un filtro HP.



Característica ideal de un filtro BP.



Característica ideal de un filtro BR.

Ilustración 23 Tipos de filtros

Los parámetros básicos a la hora de diseñar un filtro son los siguientes:

- Frecuencia de corte: frecuencia a la cual el filtro va a presentar el rechazo de las frecuencias indeseadas.
- Ancho de banda: rango de frecuencias donde se encuentra la mayor potencia de la señal.
- Factor de calidad: relación entre la energía reactiva que almacena el filtro y la que disipa.

Para filtros pasa banda se calcula así:

$$Q = \frac{f_m}{f_2 - f_1}$$

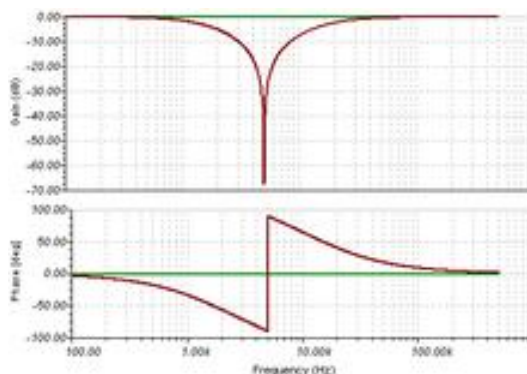
Para filtros pasa alto y pasa bajo:

$$Q = \frac{\sqrt{b_i}}{a_i}$$

A la hora de implementar los filtros deberemos elegir valores de condensadores mayores de 1nF puesto que valores más pequeños pueden inducir capacitancias parásitas. En cuanto a los amplificadores, deben tener buenas características de slew rate y de bajo ruido.

• FILTRO RECHAZO DE BANDA

Este filtro se hace imprescindible debido al acoplamiento de la red al paciente. Necesitamos un filtro que elimine cualquier componente a la frecuencia de red (50 o 60 Hz dependiendo del país)



Se define el factor de calidad Q de este filtro es:

$$Q = \frac{f_0}{f_2 - f_1} = \frac{f_0}{BW}$$

Siendo f_0 la frecuencia central, es decir la

frecuencia en la cual la ganancia tiene su valor pico, en el caso de los filtros pasabanda y rechazo de banda en la media geométrica de las frecuencias de corte inferior y superior, y BW es el ancho de banda, en el filtro Notch, la diferencia entre las dos frecuencias de corte.

El factor de calidad es una medida de la eficiencia de un filtro, cuanto mayor sea Q menor serán las pérdidas de energía. Además también nos da una idea de lo selectivo que es el filtro, a mayor ancho de banda para una misma f_0 menor factor de calidad. Buscamos un Notch con pico angosto, para que la frecuencia eliminada sea solamente la de interés, el factor de calidad del filtro deberá ser alto.

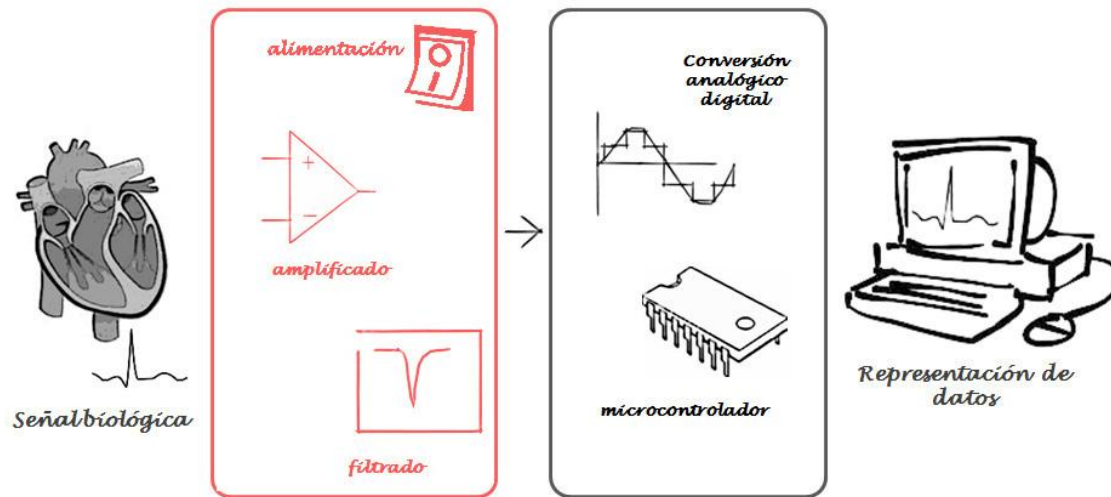
- **FILTRO PASABANDA**

Según la Asociación americana de Electrocardiografía se requiere un ancho de banda de 0.05 Hz a 150 Hz. Fuera de este rango de frecuencias, no encontraremos componentes que nos aporten información pero sí aportan distorsión de la señal. Por tanto, necesitamos diseñar un filtro que permita estas frecuencias. Además se diseñará un filtro con una ganancia mayor que la unitaria, con el fin de no solo eliminar frecuencias indeseadas sino amplificar las frecuencias que nos interesan hasta un nivel que nos sea práctico para trabajar con ellas. Los valores de amplitud de la onda cardíaca son muy pequeños y aunque se han amplificado en la etapa de pre-amplificación la señal aún sigue siendo pequeña, puesto que la ganancia de dicha etapa está fijada a un nivel bajo para que los ruidos no se vean también amplificados. En esta etapa de filtrado, que es la última etapa analógica, ya podemos amplificar más puesto que las señales indeseadas ya han sido eliminadas.

3.2. DISEÑO DE LOS CIRCUITOS ANALÓGICOS

Una vez hemos estudiado las partes necesarias del sistema analógico, diseñaremos y analizaremos primero los circuitos para conseguir un correcto funcionamiento en

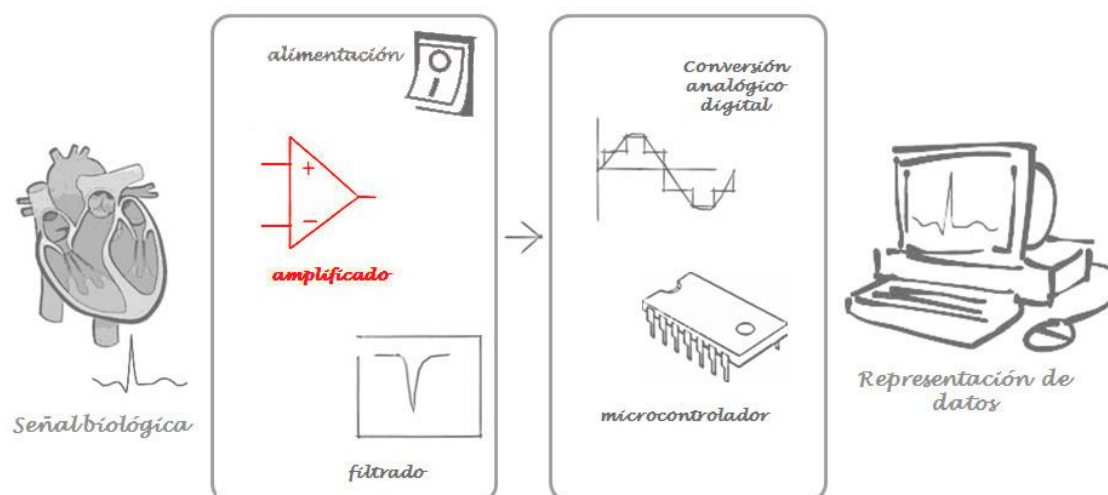
base a lo anterior. Posteriormente se analizará cuales son los mejores componentes para conseguir estos circuitos para pasar luego al montaje físico de los circuitos.



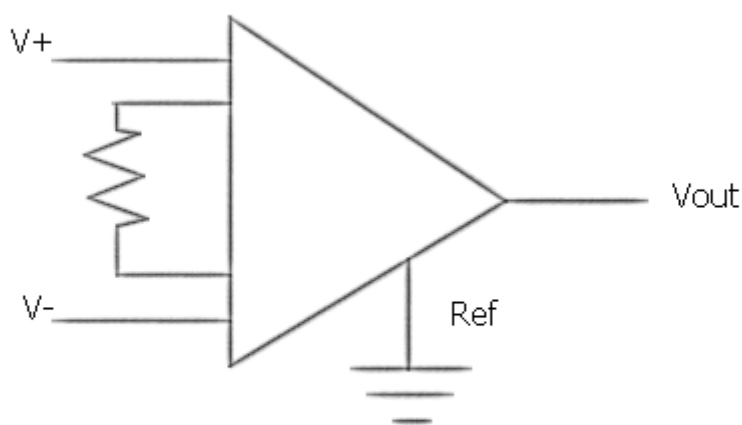
3.2.1.- DISEÑO DE LOS CIRCUITOS

Hasta ahora se ha hablado de las partes necesarias para desarrollar un sistema ECG de modo teórico, desarrollando los motivos y las necesidades de cada una de las partes. Ahora, con estos conceptos claros, se pasa a analizar los circuitos necesarios para esto.

- **CIRCUITO DE PRE-AMPLIFICACIÓN**



El circuito de pre amplificación es sencillo, contando solo con el amplificador de instrumentación. Para el funcionamiento del amplificador de instrumentación habrá que fijar la ganancia que deseamos, ya que como se ha dicho esta ganancia es seleccionable mediante una resistencia externa y la ecuación para el cálculo de la resistencia es dada por el fabricante.



amplificador instrumentación

Ilustración 24 Circuito amplificador de instrumentación

Como parte de este circuito de pre-amplificación debemos incluir el circuito de pierna derecha (RLD). Este circuito como se ha comentado antes consiste en la realimentación del modo común antes de que llegue al amplificador de instrumentación y podemos encontrar su diseño en la literatura existente. Bastará por tanto con realizar una correcta elección de los componentes.

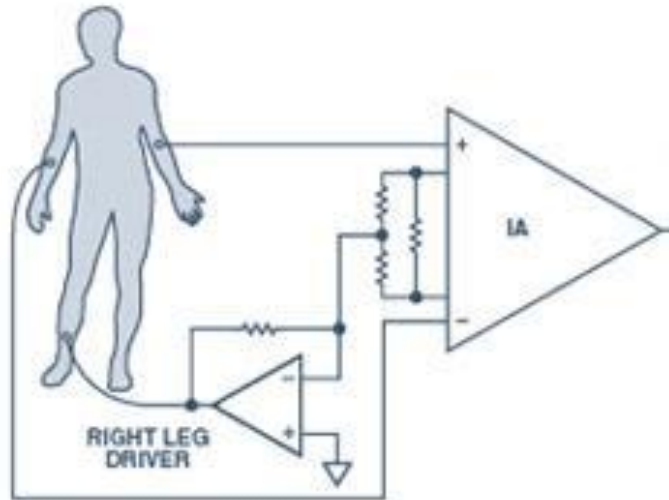


Ilustración 25 Circuito de pierna derecha

- **FILTRO RECHAZO DE BANDA**

El filtro rechazo de banda elegido es un filtro Notch activo sintonizado a 50 Hz

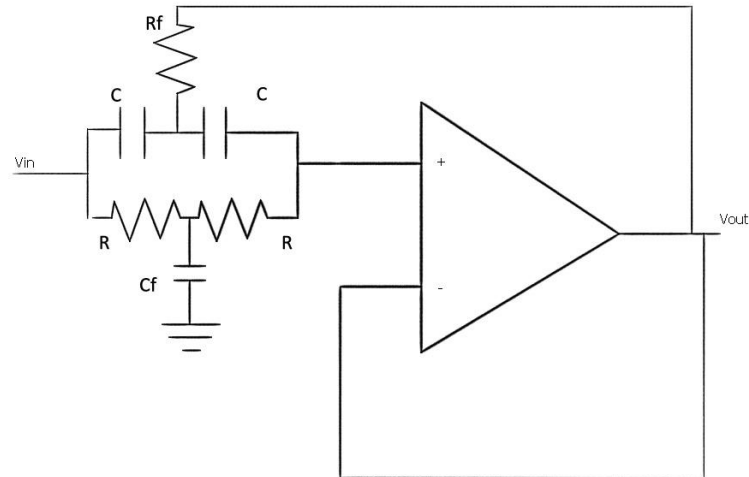


Ilustración 26 Filtro Notch

Este tipo de filtros son ampliamente explicados en la literatura, con la idea de eliminar una frecuencia (frecuencia de corte) y resultando atenuadas las frecuencias comprendidas en el ancho de banda, dejando a las demás intactas. Son ampliamente utilizados debido al acoplamiento de la red eléctrica en multitud de aplicaciones, como en el caso del ECG, aunque sus usos son muy diversos.

Para el correcto funcionamiento y sintonización del filtro se seleccionan los valores de condensadores y resistencias de tal forma que

$$C_f = 2C$$

$$R_f = \frac{R}{2}$$

Con estos valores la función de transferencia del filtro queda de la siguiente forma:

$$A(s) = \frac{v_o(s)}{v_i(s)} = \frac{1 + (sCR)^2}{1 + 2sCR + (sCR)^2}$$

Donde la frecuencia característica, a partir de la que calcularemos los valores de R y C, es:

$$\omega_o = \frac{1}{RC} \rightarrow f_o = 2\pi RC$$

La frecuencia f_o será 50 Hz, por lo que los valores de resistencia y condensador se elegirán para cumplir esta relación.

A la hora de diseñar el filtro deberemos escoger cuidadosamente los componentes para que solo sea eliminada la frecuencia deseada y las frecuencias cercanas a ésta no se vean atenuadas de forma notable. Por tanto al observar la respuesta en frecuencia de la función de transferencia del filtro deberemos observar un pico angosto y no uno abierto, es decir, el ancho de banda del filtro debe ser pequeño.

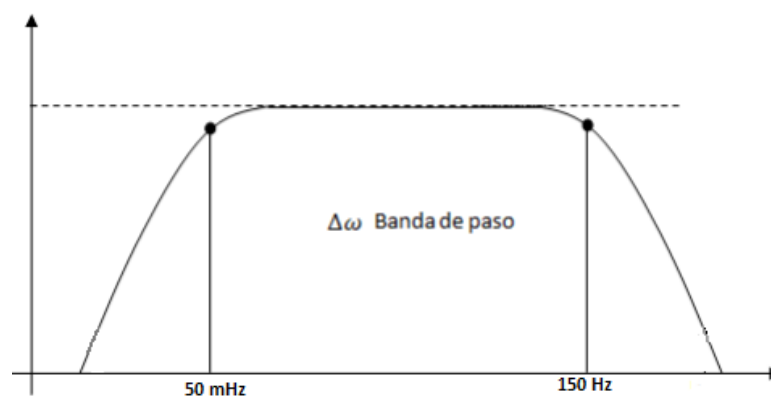
Los valores calculados para las resistencias es de 31.6 k Ω (valor normalizado) y los condensadores de 100 nF

• FILTRO PASA BANDA

Las necesidades de nuestro sistema requieren que el filtro permita el paso de frecuencias muy reducidas, puesto que de estas podemos obtener información sin embargo la componente continua (es decir, 0 Hz) no nos interesa y es casi seguro que esté presente a la salida del amplificador. Este nivel de continua puede ser debido entre otras cosas a la tensión de offset del amplificador, que es un parámetro crítico debido al pequeño tamaño de la tensión diferencial que queremos amplificar.

Tampoco presentan ningún tipo de información las frecuencias altas o muy altas, así que fijaremos la frecuencia de corte superior de forma que no moleste a la señal ECG, y se eliminen las posibles inestabilidades introducidas al filtrar la señal de continua.

Fijaremos el ancho de banda del filtro alrededor de los 50 mHz hasta los 150 Hz. Fuera de estos límites la señal no es relevante.



En este caso estamos ante un filtro de banda ancha, por lo que el factor de calidad Q no es tan relevante como en el caso del filtro Notch.

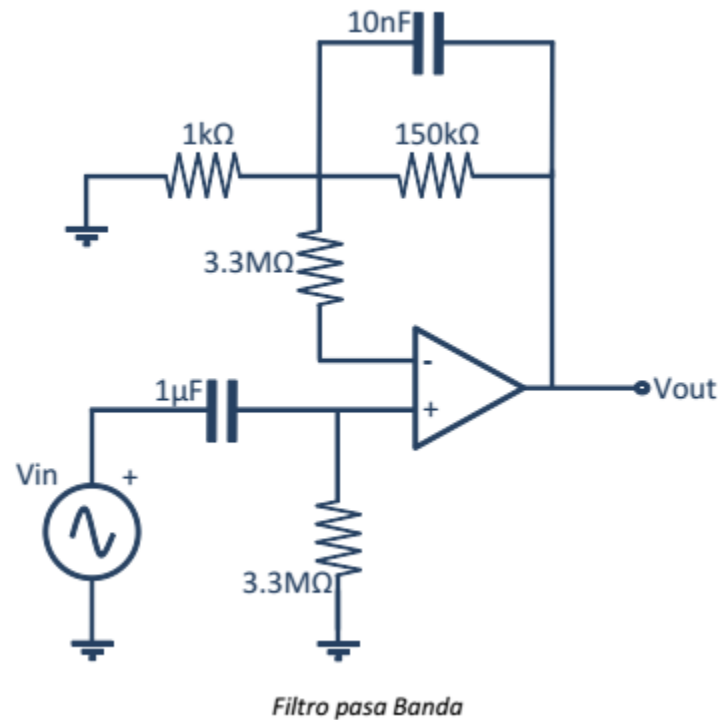


Ilustración 27 Filtro pasabanda

La rama no inversora del filtro tiene configuración derivadora, ejerciendo así la función pasa altos del filtro, ya que el condensador en corriente continua se comportaría como un circuito abierto impidiendo así que esta llegue a la señal de salida.

La rama inversora tiene un pequeño integrador que hace la función de eliminar las altas frecuencias e inestabilidades generadas. Las resistencias de la rama inversora nos sirven a la vez de para fijar la frecuencia de corte superior para fijar el nivel de ganancia del filtro, que queremos que sea alto puesto que la señal de partida es muy pequeña y nos será más útil amplificarla al rango de voltios para trabajar posteriormente con ella.

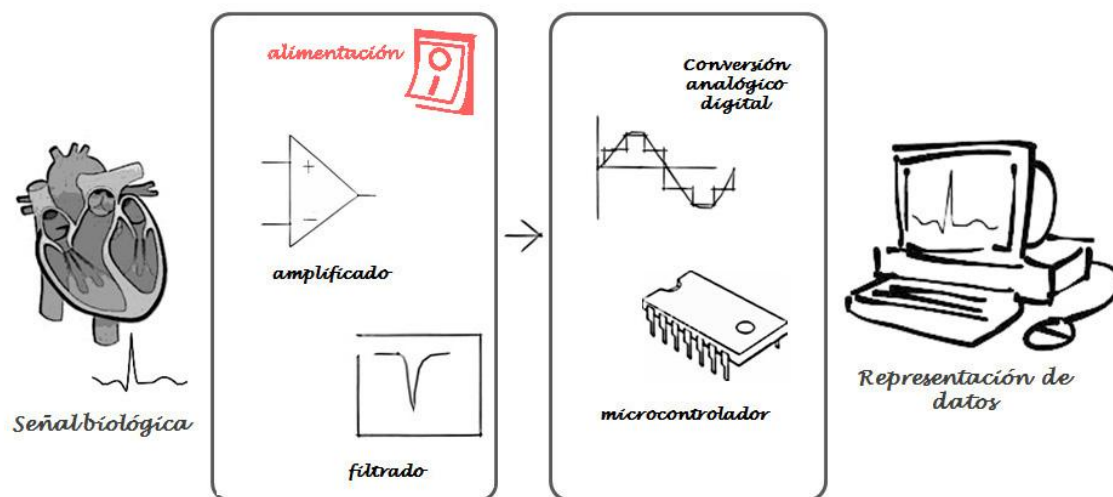
Las resistencias que van al amplificador se han elegido de un valor muy grande para que las corrientes sean muy pequeñas

3.2.2.- ELECCIÓN DE LOS COMPONENTES

En los siguientes apartados se van a exponer las razones por las que se eligieron los diferentes componentes que forman la parte analógica del sistema.

Para esta elección se han tenido en cuenta el cumplimiento de las especificaciones anteriormente estudiadas además de otros factores como el tamaño y el precio.

- **ALIMENTACIÓN**

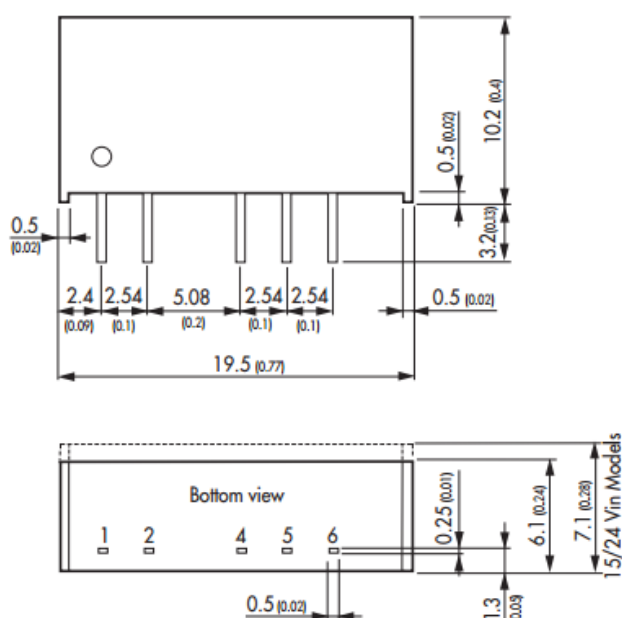


Para la alimentación de los componentes activos del sistema se ha elegido un conversor dc-dc aislado, con el que a partir de una tensión continua positiva (obtenemos de forma sencilla del microcontrolador) obtenemos las tensiones necesarias para alimentar los integrados puesto que no se requieren grandes consumos de potencia

Integrado	Tensión de salida	Max. Corriente salida	Eficiencia	Precio
-----------	-------------------	-----------------------	------------	--------

	(V)	(mA)		(€)
TMA 0505D	± 5	± 100	72%	4,20
R05P205D/P	± 5	± 200	88%	13,84
RY-0505D	± 5	± 100	58%	10,58
MEA1D0505SC	± 5	± 100	85%	6,31

El integrado elegido es el TMA 0505D de la compañía TRACO POWER que cumple con las características requeridas y tiene una buena relación calidad precio.

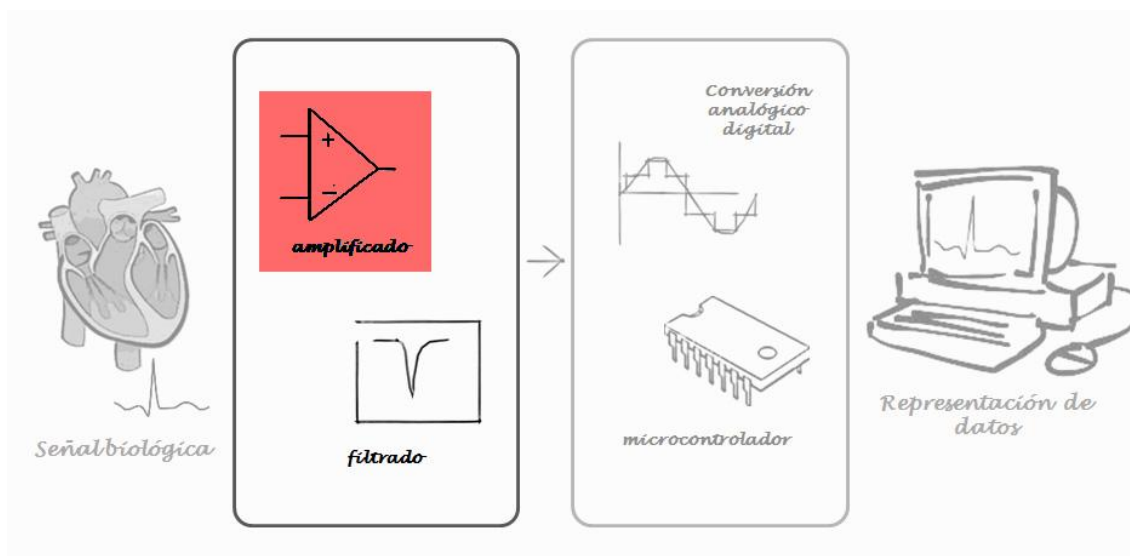


Pin-Out		
Pin	Single	Dual
1	+Vin (Vcc)	+Vin (Vcc)
2	-Vin (GND)	-Vin (GND)
4	-Vout	-Vout
5	No pin	Common
6	+Vout	+Vout



Ilustración 28 TRACO 0505D

- **AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN INA118**



A la hora de elegir el amplificador de instrumentación para la etapa de preamplificación se han tenido en cuenta los amplificadores de instrumentación más utilizados y que el uso en sistemas biomédicos se encuentre entre sus aplicaciones.

Para esto se realiza una tabla comparando las características más importantes de dichos integrados como son el CMRR, el consumo, el costo y otras características.

INTEGRADO	CMRR min a G=100 (dB)	CORRIENTE DE ALIMENTACIÓN (mA)	PRECIO (€/ud)	OTRAS CARACTERÍSTICAS
INA114	115	3	8,61	Tensión offset máxima 50μV. Ancho de banda 10kHz a G=100 $I_{bias} = 2nA$
INA128	120	0.7	7,55	Tensión offset máxima 50μV. Ancho de banda 200kHz a G=100 $I_{bias} = 5nA$
INA110	106	3.3	10,70	Tensión offset máxima 500μV. Alta velocidad de respuesta Ancho de banda 450kHz a G=100

INA118	120	0.35	9,23	Tensión offset máxima 50μV. Ancho de banda 70kHz a G=100 $I_{bias} = 5nA$
INA121	106	0.45	5,60	Tensión offset máxima 200μV. Ancho de banda 50kHz a G=100 Alta precisión, $I_{bias} = 4pA$
AD620	130	1.3	6,88	Ancho de banda 120kHz a G=100 $I_{bias} = 1nA$ Tensión offset máxima 50μV.
AD621	110	0.9		Tensión offset máxima 35μV. Ancho de banda 200kHz a G=100 $I_{bias} = 0.5nA$
AD8221	120	0.9		Tensión offset máxima 60μV. Ancho de banda 100kHz a G=100 $I_{bias} = 0.5nA$

Tabla.- Comparación de los distintos integrados de amplificador de instrumentación

Finalmente el amplificador elegido es el INA118 que posee un buen rechazo al modo común y una corriente de alimentación baja por tanto el consumo será bajo, ideal para sistemas que funcionan con baterías. Además este amplificador es el propuesto por Texas Instruments para circuitos ECG

Este amplificador tiene la configuración estudiada anteriormente de tres operacionales y nos permite fijar la ganancia diferencial con una resistencia exterior, pudiendo ser esta ganancia hasta 10000.

A partir de las expresiones que se han calculado anteriormente podemos obtener la ganancia del INA118, ya que los valores de las resistencias son conocidos:

$$A_d = \frac{R_3}{R_2} \left(1 + 2 \frac{R_1}{R_G} \right) = \frac{60 \text{ k}\Omega}{60 \text{ k}\Omega} \left(1 + 2 \frac{25 \text{ k}\Omega}{R_G} \right) = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G}$$

En la siguiente tabla vemos las posibles ganancias a partir de valores de R_G normalizados con un 1% de tolerancia:

DESIRED GAIN	R_G (Ω)	NEAREST 1% R_G (Ω)
1	NC	NC
2	50.00k	49.9k
5	12.50k	12.4k
10	5.556k	5.62k
20	2.632k	2.61k
50	1.02k	1.02k
100	505.1	511
200	251.3	249
500	100.2	100
1000	50.05	49.9
2000	25.01	24.9
5000	10.00	10
10000	5.001	4.99

NC: No Connection.

Para el circuito del ECG fijaremos el nivel de ganancia de la etapa amplificadora a un nivel bajo puesto que en esta etapa nos encontraremos con ruidos de amplitud mayor que la señal que queremos observar. Por tanto si ajustásemos la ganancia de esta etapa a un nivel muy alto este nivel de ruido podría tomar valores muy altos y saturar los amplificadores siendo incapaces de amplificar la señal de ECG. Por tanto elegiremos el valor de R_G de tal forma que la ganancia se de 10 V/V, mirando en las tablas del fabricante esta resistencia será de 5,6 k Ω

Circuito del INA118:

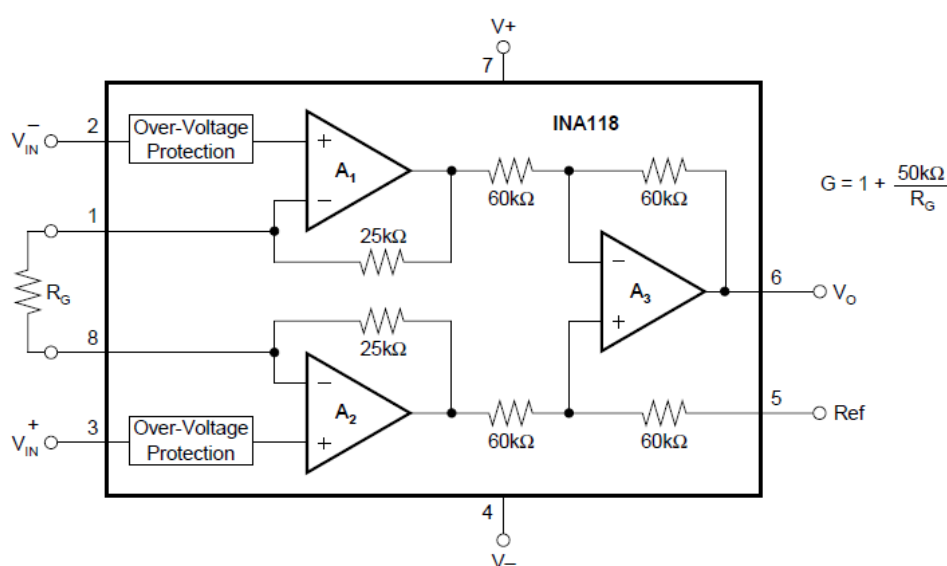


Ilustración 29 Configuración del INA118

- **AMPLIFICADOR OPERACIONAL OPA2604**

En el caso de los amplificadores operacionales van a ser usados tanto para formar parte de los filtros activos como para el circuito de pierna derecha (RLD)

Ambas aplicaciones requieren similares características por lo que elegiremos el mismo integrado para ambas.

Se deberá tener en cuenta la ganancia del amplificador aunque como no se va a trabajar a altas frecuencias en general esta será buena, así como en sus propiedades dinámicas como el slew rate y sobre todo el bajo ruido del componente.

Con esto, se realiza una tabla comparativa con los amplificadores más usados para las características mencionadas:

Integrado	Voltaje de offset (μV)	Slew rate ($\text{V}/\mu\text{s}$)	Otras características	Precio (€)
OPA336	60	0.03	Ancho de banda 20 MHz Distorsión 0,0003% a 1kHz Ruido 40 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	2,028
OPA2604	1	25	Ancho de banda 20 MHz Distorsión 0,0003% a 1kHz Ruido 10 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	4,24
OPA 2350	0.15	22	Ancho de banda 38 MHz Distorsión 0,0006% a 1kHz Ruido 5 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	3,97
OPA 2694	0,7	1700	Ancho de banda 90 MHz Ruido 2,1 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	6,05

- **COMPONENTES PASIVOS**

En cuanto a los componentes pasivos del sistema se debe comentar que unos componentes de baja calidad aumentarán el ruido propio del sistema (ruido flicker).

Componentes con tolerancias bajas harán que los valores sean más parecidos a los valores teóricos calculados y por tanto el sistema se ajuste más a lo ideal.

Los valores de resistencias elegidos tendrán que ser mayor del orden de los $k\Omega$

3.2.3. SIMULACIÓN DE LOS SISTEMAS ANALÓGICOS

Como comprobación de lo anteriormente diseñado, paso previo al diseño y construcción del sistema y una vez realizada la elección de los componentes se ha realizado la simulación de los circuitos.

De esta forma se ha simulado el comportamiento de cada parte del circuito por separado y luego de forma conjunta.

Simulamos primero el circuito pre amplificador. Para ello, introducimos una entrada senoidal de 1 V de amplitud y 1kHz de frecuencia obteniendo una señal 10 veces la señal de entrada.

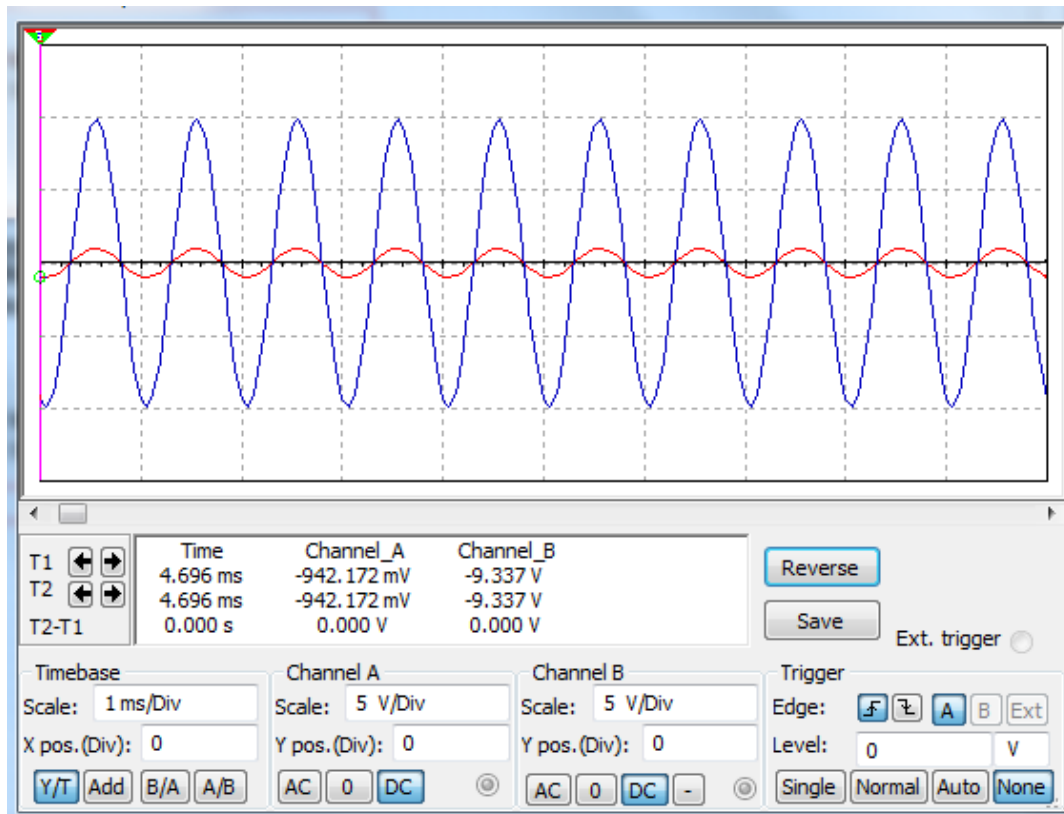


Ilustración 30 Señal resultado de la simulación del INA118. Canal A (color rojo) señal de entrada y canal B (señal azul) señal de salida.

Realizamos ahora la misma simulación poniendo esta vez como señal de entrada la típica señal bioeléctrica, vemos que la respuesta del INA118 sigue siendo la adecuada. Para comprobar el comportamiento en modo común, señalamos el mismo circuito introduciendo la misma señal en las dos entradas diferenciales del amplificador de tal modo que la señal diferencial de entrada siga siendo la señal bioeléctrica pero en el modo común tendremos:

$$V_{CM} = \frac{V_{ECG} + 2 * V}{2} = \frac{V_{ECG}}{2} + V$$

Al simular de esta forma vemos que la señal de salida elimina de forma correcta el modo común, observando en algunos casos un pequeño rizado que será eliminado en las posteriores etapas de filtrado



Ilustración 31 simulación del INA118 con una señal de entrada con modo común. Señal obtenida con la señal bioeléctrica sumada con una senoidal de 1 V de amplitud y 1kHz

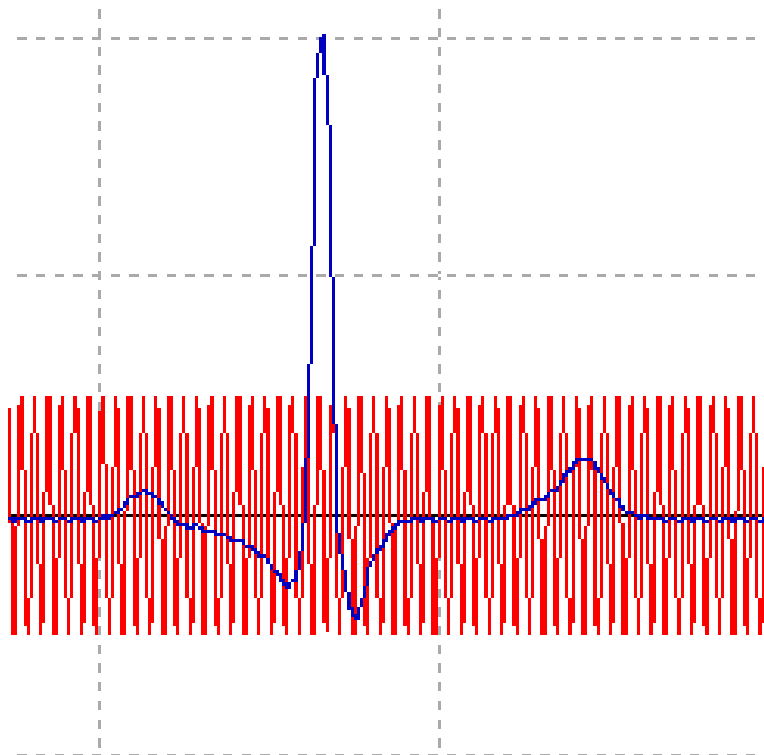


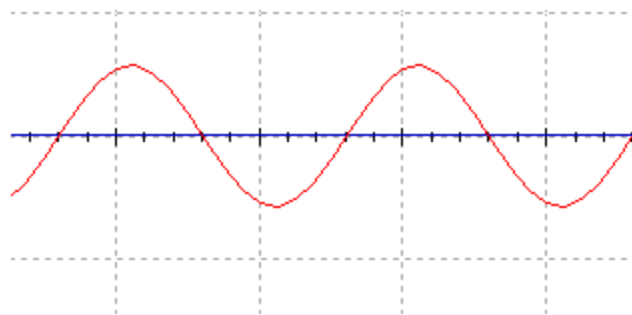
Ilustración 32 Detalle de la respuesta temporal del INA118 con una entrada con modo común a 50 Hz

Simularemos ahora el comportamiento de los filtros y luego el sistema completo. Empezaremos ahora con el filtro Notch, vamos a simularlo con distintas señales de entrada y a observar su comportamiento.

Introducimos primero una señal senoidal de 1V de amplitud y frecuencia de 50 Hz. Teóricamente esta era la frecuencia a la que hemos sintonizado el filtro por lo que no deberíamos obtener señal de salida o la salida debe estar muy atenuada.



Tensión de entrada 1V/div



Tensión de salida 10 mV/div

Ilustración 33 Simulación Notch 1

Como vemos en la figura, sí obtenemos señal de salida pero ésta está muy atenuada, pasando de tener a la entrada una señal de 1V de amplitud a una salida de 5mV. También podemos observar un desfase entre ambas señales.

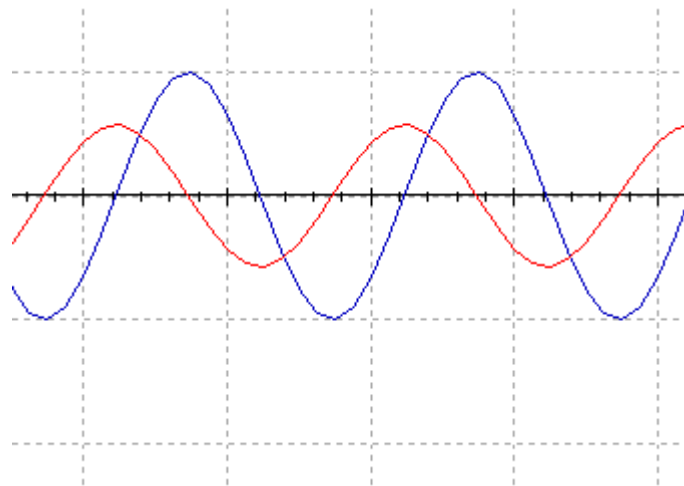
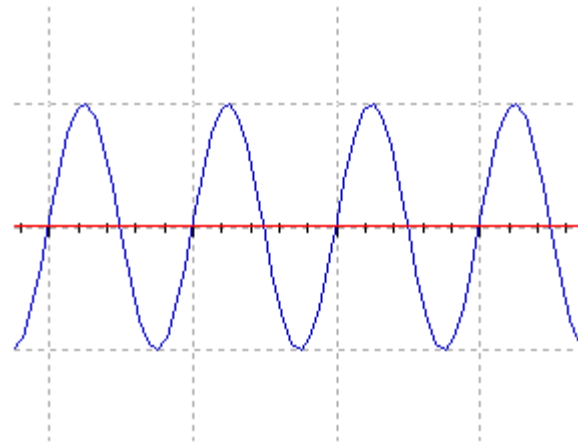
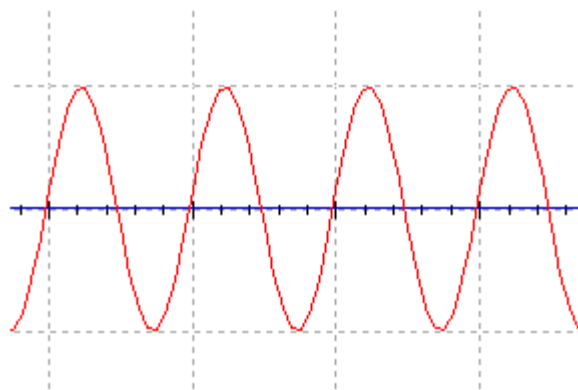


Ilustración 34 Simulación Notch 2

Simulamos ahora cambiando la frecuencia de la senoidal de entrada a una frecuencia que no deba verse afectada por el filtro, se ha elegido 1kHz. Los resultados son los siguientes:



Tensión de entrada 1V/div



Tensión de salida 1V/div

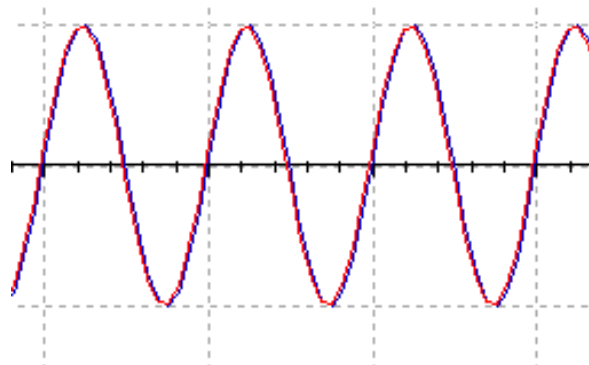
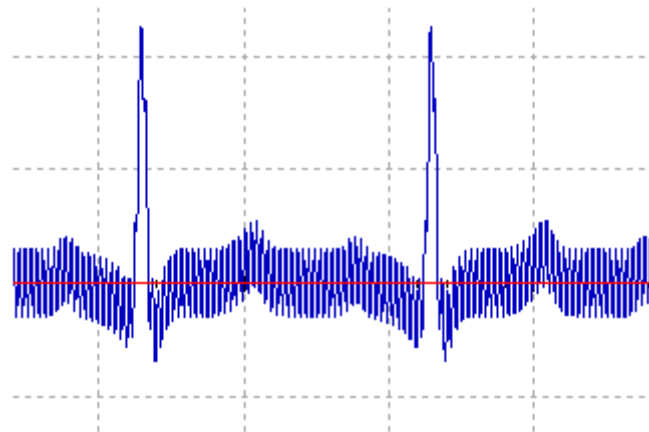


Ilustración 35 Simulación Notch 3

Ambas señales, entrada y salida, superpuestas

Vemos que la señal de salida queda intacta, misma amplitud y misma fase puesto que a esta frecuencia el filtro no le afecta en absoluto.

Simularemos en este caso una típica señal ECG a la que se le añadirá un ruido senoidal con varias componentes de frecuencia.



Señal de entrada, ruido a 50 Hz 1mV/div



Señal de salida 1mV/div

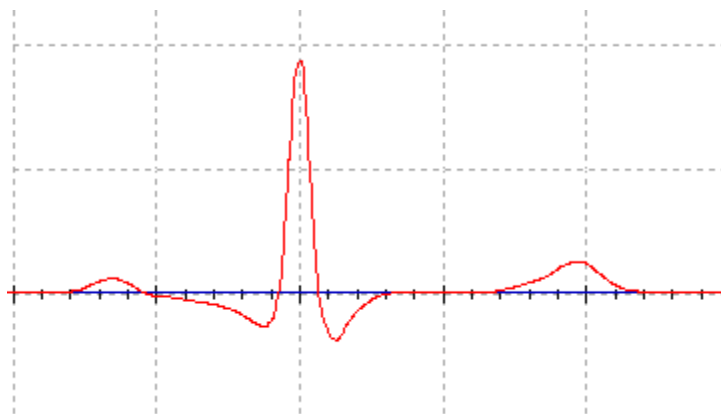
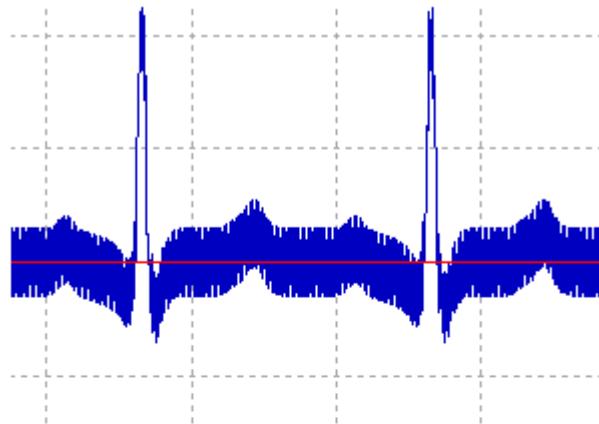


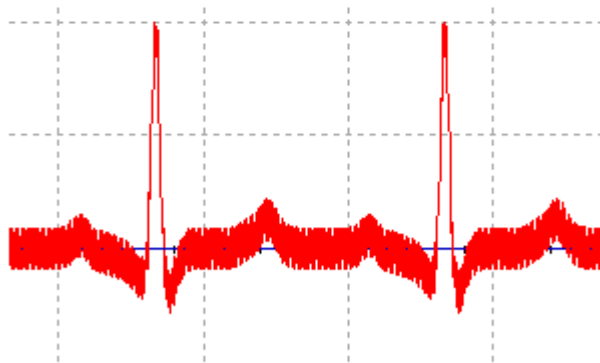
Ilustración 36 Simulación Notch 4

Detalle de la señal obtenida con un ruido de 50 Hz

Simulamos ahora con una frecuencia de la señal de ruido a 100 Hz.



Señal de entrada, ruido a 100 Hz, 1 mV/div

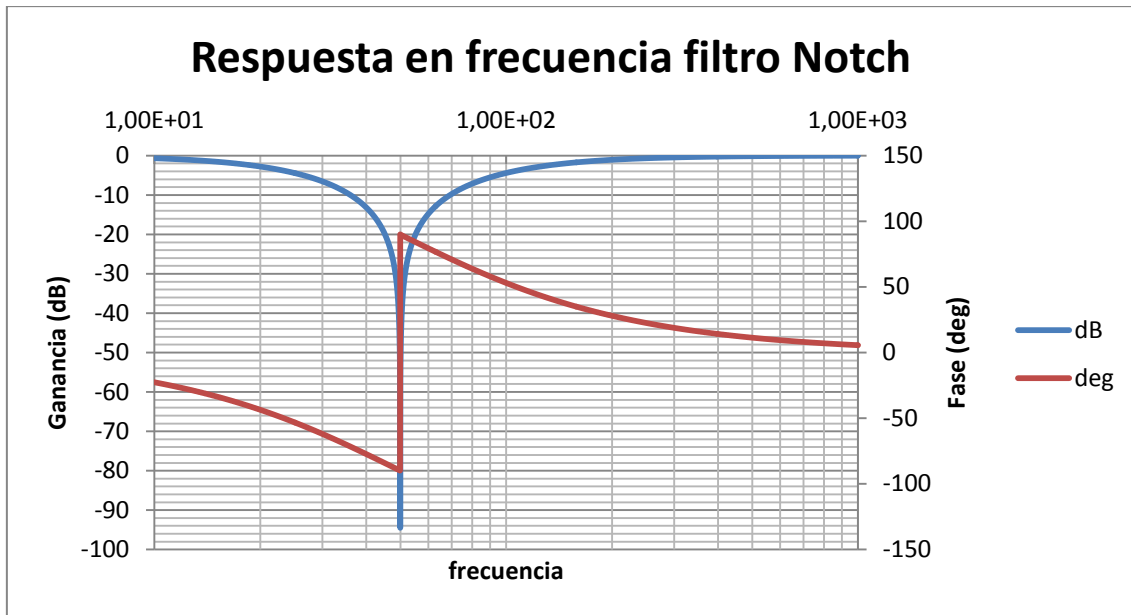


Señal de salida 1mV/div

Ilustración 37 Simulación Notch 5

En este caso el ruido no es atenuado por el filtro y podemos observarlo en la salida.

Por último observaremos el diagrama de Bode del filtro:



Vemos que el diagrama de Bode coincide con lo esperado, presentando un ganancia de 0 dB salvo en el pico que atenúa hasta -90 dB presentándose este a 51,6 Hz exactamente.

Pasamos ahora a realizar pruebas similares con el filtro pasabanda diseñado. Observamos primero la respuesta del filtro ante una señal ECG con un nivel de continua ya que esta era la principal razón de este filtro.

Ante un nivel de continua de 1V obtenemos la siguiente salida:

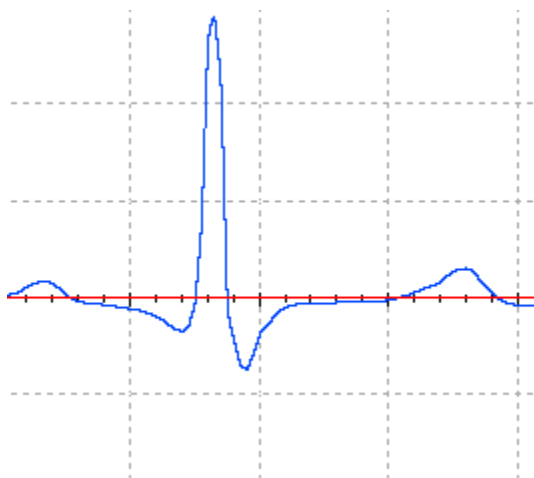


Ilustración 38 Señal de salida filtro pasa banda 1V/div

Vemos que el nivel de continua queda totalmente eliminado y la señal ECG ha quedado amplificada.

Introducimos ahora una señal ECG con un ruido senoidal de 100mHz de frecuencia, esta frecuencia ya está dentro del ancho de banda por lo que se deberá de poder ver en la salida:

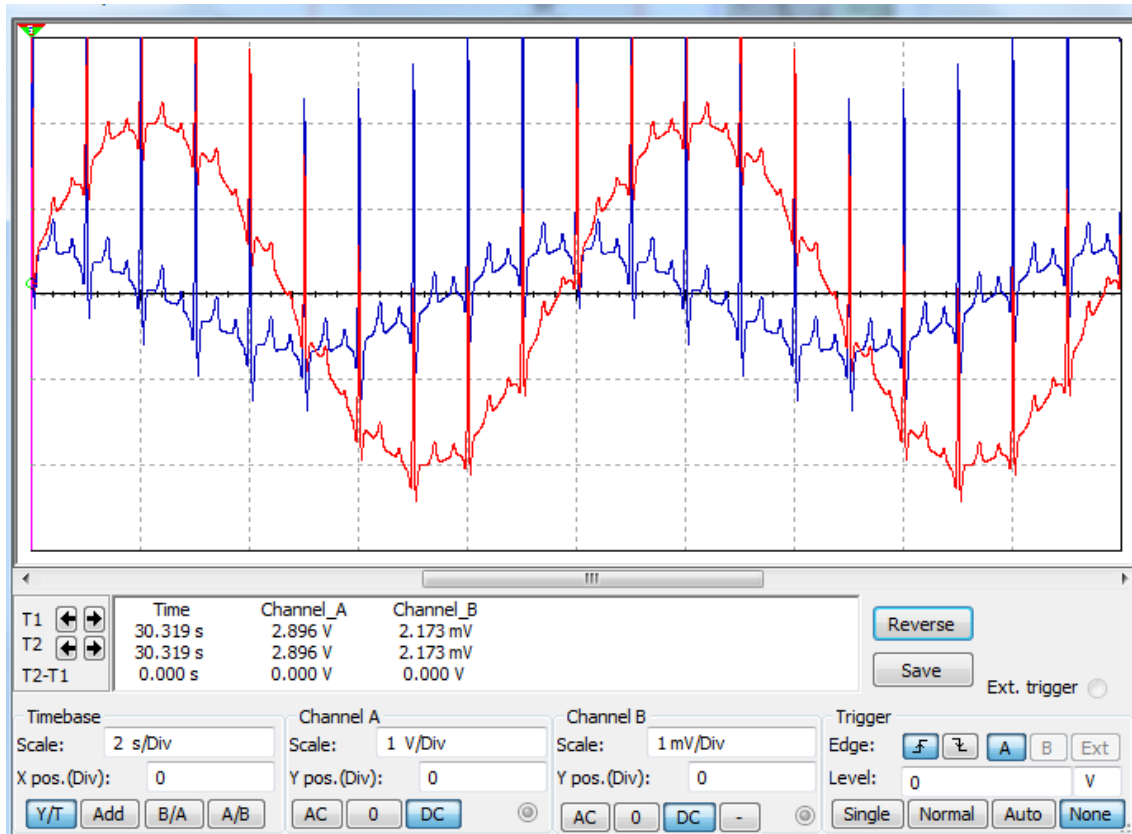
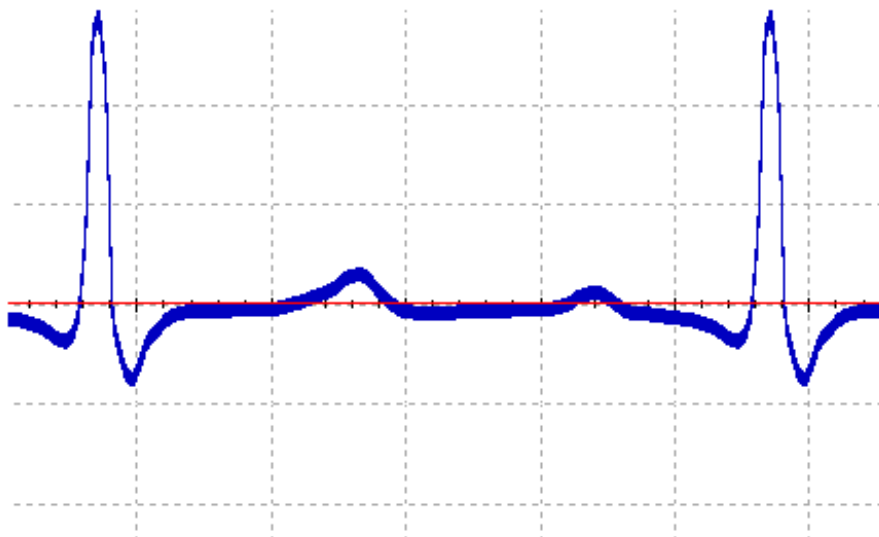


Ilustración 39 Señal de entrada al filtro (en rojo) 1mV/div y señal de salida (en azul) 1V/div

Simulamos ahora con un ruido de alta frecuencia:



Señal de entrada, ruido 5 kHz, 5 mV/div

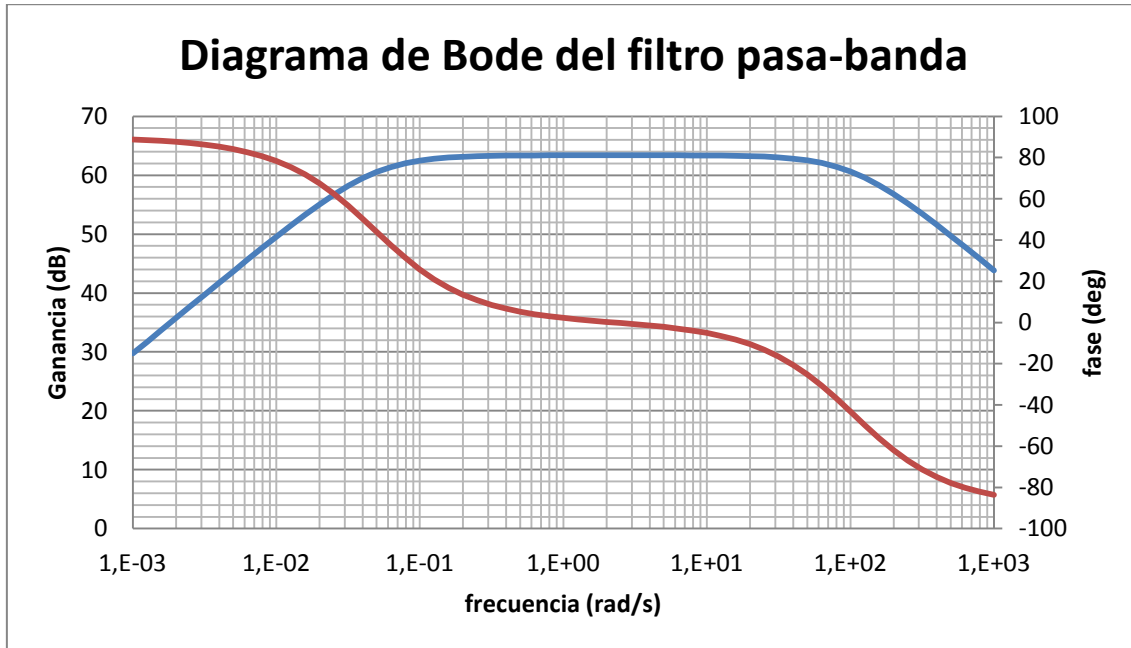


Señal de salida, ruido 5kHz, 1V/div

Ilustración 40 Simulación filtro pasabanda alta frecuencia

Vemos que este ruido queda atenuado y la señal ECG amplificada y se distinguen correctamente las formas de la onda.

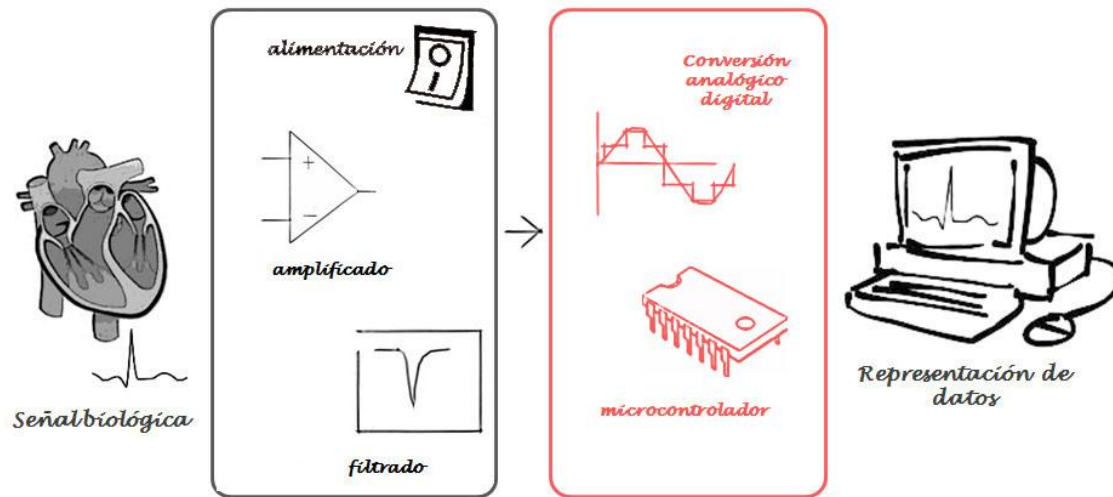
Pasamos ahora a analizar el diagrama de bode del filtro obteniendo lo siguiente:



Vemos que en el ancho de banda del filtro tenemos una ganancia de 60 dB lo que nos amplifica la señal ECG al rango de 1-2 V, nivel con el que podemos trabajar correctamente. Las frecuencias de corte del filtro están cercanas a los 50 mHz la inferior y a los 150 Hz la superior lo que encaja correctamente con el ancho de banda deseado.

CAPÍTULO 4.- ESTUDIO DE LOS SISTEMAS DIGITALES

Siguiendo con la división del sistema realizada anteriormente profundizaremos ahora en la parte digital del ECG



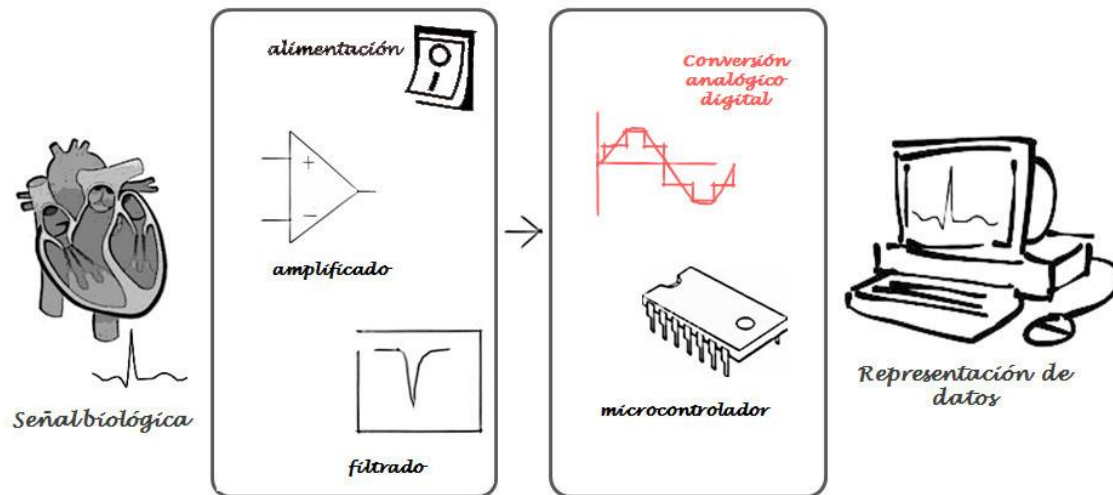
4.1. ANÁLISIS DE LA PARTE DIGITAL DEL ECG

Al igual que en la anterior parte separaremos a su vez la parte digital en sus principales bloques.

1. Conversión analógico-digital
2. Microcontrolador
3. Interfaz de usuario y visualización

Pasaremos ahora a hacer un análisis detallado de cada una de las partes teniendo en mente que nuestro objetivo es llegar a capturar la señal ECG analógica que hemos obtenido en la primera parte, digitalizándola pudiendo así capturar los datos, guardarlos o visualizarlos.

4.1.1. CONVERSIÓN ANALÓGICO-DIGITAL



La gran mayoría de señales que se obtienen de un sistema de medida son analógicas como las señales de voz, biológicas, eléctricas, sísmicas, radar y de distintos tipos de señales de comunicación. Para procesar estas señales analógicas por medios digitales es necesario convertirlas a un formato digital es decir, es necesario transformarlas a un formato de precisión finita.

El proceso de conversión analógico digital consta básicamente de 4 etapas:

- Muestreo: Etapa que convierte una señal de tiempo continuo en una señal de tiempo discreto, su principio se basa en la obtención de muestras de la señal de tiempo continuo en instantes de tiempo discreto, la salida está dada por el término:

$$x_a(nT) \equiv x(n)$$

El muestreo de la señal es muy importante en la conversión puesto que dependiendo del número de muestras tomadas puede que el muestreo sea insuficiente o excesivo. Por tanto, la frecuencia de muestreo se convierte así, en un parámetro importante en la conversión analógico-digital.

Es imprescindible a la hora de hablar de muestreo nombrar el teorema del muestreo de Nyquist-Shannon. El teorema demuestra que la reconstrucción exacta de una señal periódica continua en banda base a partir de sus muestras, es matemáticamente posible si la señal está limitada en banda y la tasa de muestreo es superior al doble de su ancho de banda. La aplicación de este criterio asegura que no se produzca el fenómeno conocido como aliasing, que es el efecto que causa que señales continuas distintas se tornen indistinguibles cuando se muestrean digitalmente.

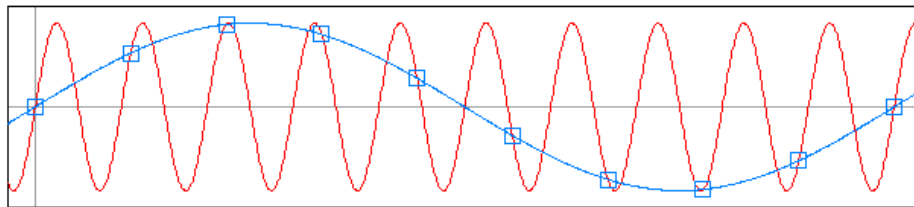


Ilustración 41 Reconstrucción de dos señales a partir de las mismas muestras

Una señal como podría ser el caso de un ECG, debe ser muestreada con una frecuencia de al menos 2 veces la señal e idealmente a mayores intervalos. En la práctica se utilizan frecuencias al menos 4 veces más rápidas de las muestras y en casos especiales, hasta 30 veces, si se requiere recuperar la señal en toda su fidelidad.

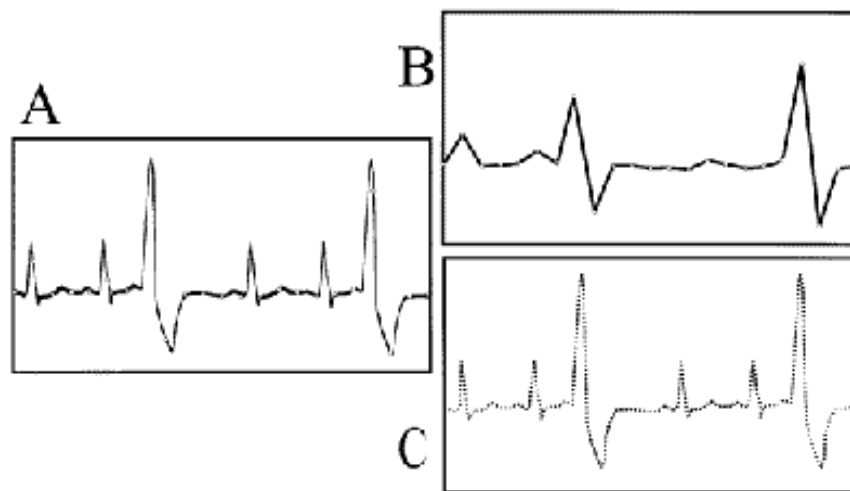


Ilustración 42 Distintas señales según el muestreo

La figura muestra un ejemplo de cómo la frecuencia con que se hace el muestreo de una señal, incide de manera importante en obtener información de alta fidelidad. En A se muestra una señal analógica (línea continua). Esta señal puede ser muestreada con distintas frecuencias de muestreo. Si la frecuencia es baja, como se muestra en A la señal que se recupera pierde información de la señal original. En B se muestra lo que se recupera con esa señal de muestreo, y se observa que varios aspectos de la señal original se han perdido. Si se aumenta la frecuencia de muestreo como se muestra en C, es posible recuperar la señal con alta fidelidad, pero al mismo tiempo se utilizan más recursos de las CAD.

- **Cuantización:** Etapa que convierte una señal de tiempo discreto con valores continuos a una señal de tiempo discreto con valores discretos. El valor de cada muestra de la señal se presenta mediante un valor seleccionado de un conjunto finito de valores posibles. La diferencia entre la muestra sin cuantificar $x(n)$ y la salida cuantificada $x_q(n)$ se denomina error de cuantificación.

Se asigna un mismo valor a todas las señales cuya magnitud se encuentre comprendida dentro de un intervalo, que constituye el escalón de cuantificación.

El muestreo previo es necesario, porque el proceso de la cuantificación requiere cierto tiempo y si la señal que entra al cuantificador fuese continua en el tiempo sería imposible para realizar éste cometido. El error de cuantificación será mayor, cuanto mayor sea el desnivel de los escalones de cuantificación. Por lo tanto, para alcanzar un error pequeño hay que recurrir a un elevado número de niveles con la consiguiente complicación de los circuitos.

- Codificación: Etapa que consiste en asignarle a una secuencia binaria de s bits, cada valor discreto $x_q(n)$ que ha sido muestreado y cuantificado.

Para realizar la conversión analógico digital existen diversos métodos como son el método de aproximaciones sucesivas, conversor con integrador, conversión sigma-delta...Profundizaremos en los conversores del tipo sigma-delta que son los que se han usado.

- **CONVERSOR SIGMA-DELTA**

Los convertidores de este tipo utilizan el sobremuestreo, entendido como el uso de la frecuencia de muestreo mayor que la de Nyquist. La combinación del sobremuestreo y la modulación sigma-delta nos proporciona convertidores de alta resolución con un hardware muy sencillo, robustos y relativamente insensibles frente a no-idealidades,

En las diferentes configuraciones de circuitos que emplean esta técnica se emplea de la modulación delta.

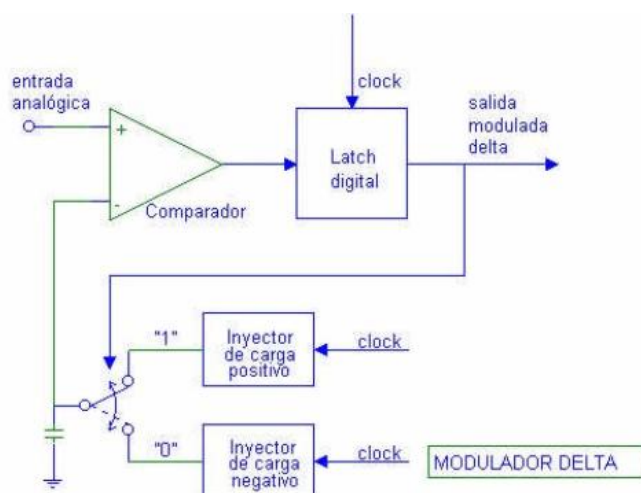


Ilustración 43 Diagrama de bloques modulador delta

Este es el diagrama de bloques de un modulador delta típico. La entrada analógica se compara con la tensión en el condensador. El resultado de esta comparación se lleva a un latch digital o circuito biestable síncrono en el que a cada pulso de reloj transmite el dato a su salida. La salida digital alimenta además un conmutador de tal forma que si la salida es un 1 se inyecta carga positiva al condensador y si es un 0 carga negativa. De esta forma conseguimos que se incremente o decremente la tensión en el condensador una cantidad fija para ir variando la tensión con la que se compara la señal analógica.

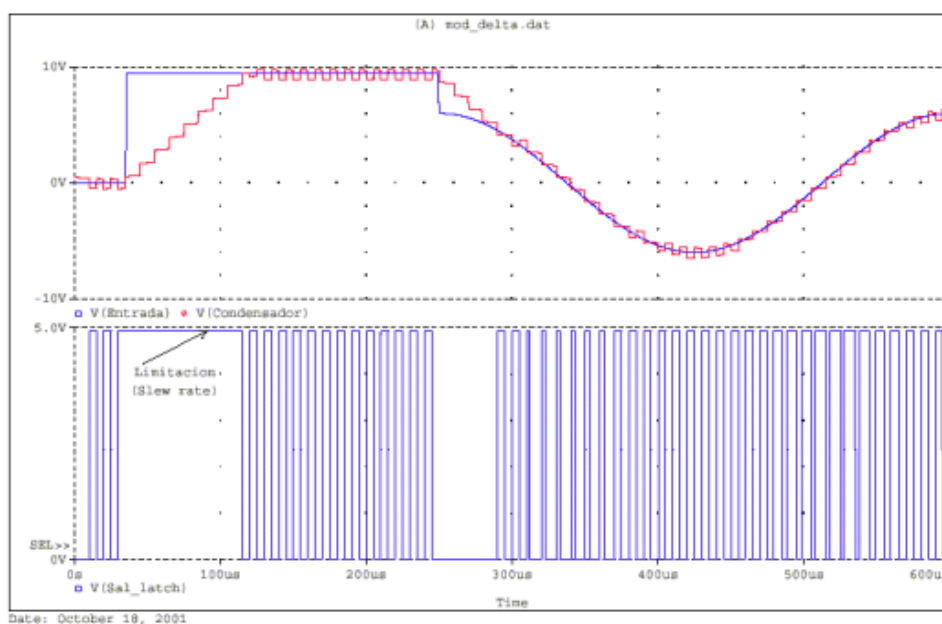


Ilustración 44 Ejemplo modulación delta

En la figura vemos un ejemplo del comportamiento descrito anteriormente.

En cuanto a la salida modulada, Si la señal de entrada se incrementa, la salida que se obtiene consiste en una cadena de bits con más unos que ceros. De la misma manera, si la entrada se decrementa, a la salida obtenemos más ceros que unos. Si la entrada permanece constante, la salida presenta el mismo número de unos que de ceros, que se repiten alternativamente. En términos generales, el número relativo de unos y ceros es directamente proporcional a la pendiente (derivada) de la entrada analógica.

Este circuito es una forma barata de convertir una señal analógica en una cadena de unos y ceros para su transmisión o almacenamiento digital. Además presenta una característica a veces muy atractiva: todos los bits de la cadena tienen el mismo significado.

A este modulador delta que hemos visto se le añade un sumador (sigma) a la salida. Un típico modulador Sigma-Delta es mostrado en la figura:

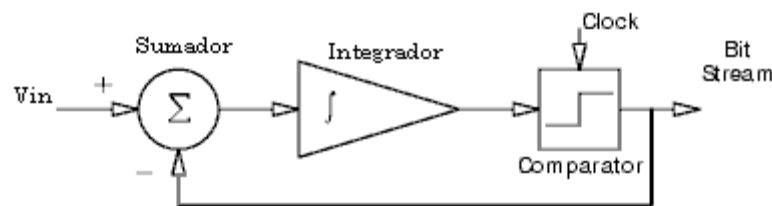


Ilustración 45 Diagrama de bloques del modulador sigam-delta

La señal analógica de entrada y el flujo de bits de salida son sumadas. Luego son integradas y entran a un comparador el cual tiene como salida 0 o 1 dependiendo si la salida del integrador es mayor o menor que el voltaje de referencia del comparador combinando así con el modulador delta que se ha explicado anteriormente.

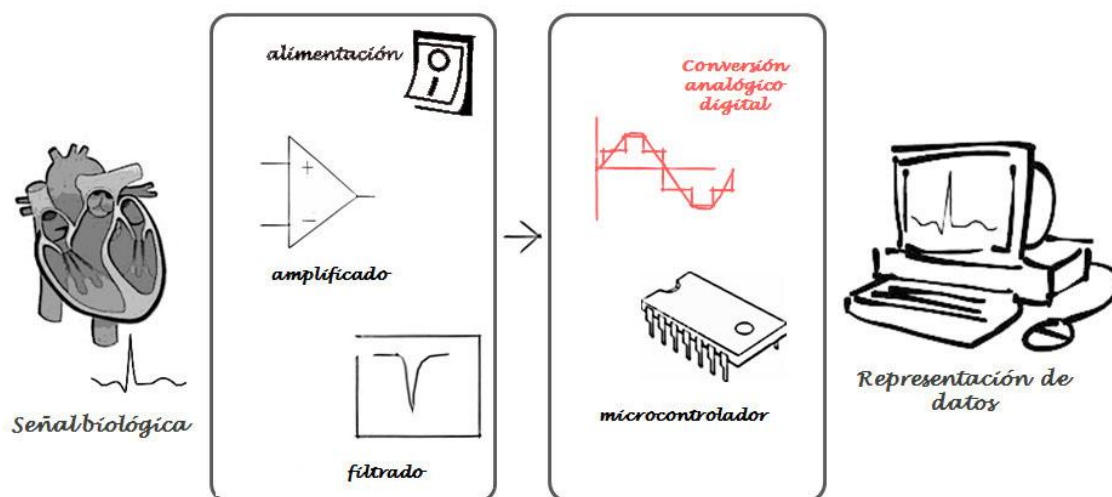
Esta configuración forma un lazo de retroalimentación negativa fuerte y de alta ganancia el cual da al ADC Sigma- Delta excelente linealidad y un error muy pequeño. Esto además minimiza los efectos del deterioro de los componentes con el tiempo, haciendo del convertidor Sigma-Delta muy estable comparado con sus primos de lazo abierto.

El modulador Sigma – Delta descrito hasta ahora es esencialmente un ADC con solo un bit de resolución. La resolución puede ser aumentada promediando la salida del modulador, lo cual se puede lograr a través de un filtro pasabajo, seguido de un

circuito de diezrado, que elimina todas las componentes fuera de la banda de la señal incluido gran parte del error de cuantización reduciendo la frecuencia de muestreo. Obtenemos así la señal de entrada codificada a un alto número de bits a la frecuencia de Nyquist.

La principal ventaja que nos presenta este tipo de convertidores, además de su sencilla tecnología y su bajo coste es que nos permite la conversión de señales tanto positivas como negativas con tensiones de alimentación positivas como las que solemos encontrar en sistemas digitales.

4.1.2. MICROCONTROLADOR



Un microcontrolador es un circuito integrado que está formado por las tres unidades funcionales de un ordenador: microprocesador, memoria y periféricos de entrada y salida.

La forma en la que funciona un microcontrolador se determina por el programa almacenado en su memoria. Este programa se puede diseñar y escribir en diferentes lenguajes de programación y tras una compilación, se descarga en la memoria interna del microcontrolador en lenguaje ejecutable. Esto, unido a su alta flexibilidad, hacen que los microcontroladores se empleen en multitud de aplicaciones: automatización, robótica, domótica, medicina, aeronáutica, automoción, telecomunicaciones, etc.

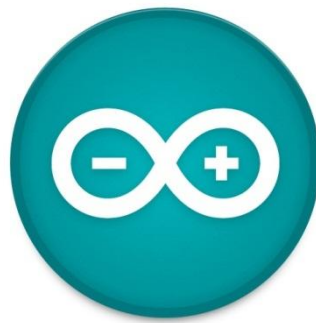
Las principales características de los microcontroladores son:

- Microprocesador: típicamente de 8 bits, pero existen versiones de 4, 32 y hasta 64 bits con arquitectura Harvard, con memoria/bus de datos separada de la memoria/bus de instrucciones de programa, o arquitectura de von Neumann con memoria/bus de datos y memoria/bus de programa compartida.
- Memoria de Programa: puede ser una memoria ROM (Read Only Memory), EPROM (Electrically Programmable ROM), EEPROM (Electrically Erasable/Programmable ROM) o Flash. Es la encargada de almacenar el código del programa que ejecutará el microprocesador.
- Memoria de Datos: es una memoria RAM (Random Access Memory) que típicamente puede ser de 1, 2, 4, 8, 16 o 32 kilobytes.
- Generador de Reloj: cristal de cuarzo que produce unos impulsos con una determinada frecuencia y genera una señal oscilante. Esta frecuencia suele ir desde 1 a 40 MHz.
- Interfaz de Entrada/Salida: puertos paralelos, seriales (UARTs, Universal Asynchronous Receiver/Transmitter), I2C (Inter-Integrated Circuit), Interfaces de periféricos seriales (SPIs, Serial Peripheral Interfaces), Red de Área de Controladores (CAN, Controller Area Network), USB (Universal Serial Bus), etc.
- Otras opciones:
 - Conversores Analógicos-Digitales (A/D, analog-to-digital) para convertir un nivel de voltaje en un cierto pin a un valor digital manipulable por el programa del microcontrolador. Estos conversores A/D suelen tener una resolución típica de 10 bits.
 - Moduladores por Ancho de Pulso (PWM, Pulse Width Modulation) para generar ondas cuadradas de frecuencia fija pero con ancho de pulso variable. Aunque cualquier salida digital del microcontrolador puede ser programada para hacer esta función mediante el uso de interrupciones y temporizadores, muchos microcontroladores incluyen algunas salidas especialmente dedicadas al este efecto, lo cual simplifica su uso.

Para este proyecto desde un primer momento se decidió que el microcontrolador a usar fuera un Arduino ya que se amoldaba perfectamente a las características del proyecto. En los siguientes apartados se realizará una explicación más exhaustiva de las razones por las que se eligió Arduino.

- **¿QUÉ ES ARDUINO?**

Arduino es una plataforma de hardware y software *open source* que está basado en una placa que permite conectar sensores y actuadores mediante entradas y salidas analógicas y digitales y en un entorno de desarrollo basado en el lenguaje de programación Processing.



Al ser *open source* tanto su diseño como su distribución es libre. Es decir, puede utilizarse libremente para desarrollar cualquier tipo de proyecto sin tener que adquirir ningún tipo de licencia.

Las razones por las que se eligió Arduino como plataforma sobre la que desarrollar el proyecto fueron cuatro:

- **Barato:** por apenas 20€ se puede conseguir una placa Arduino completamente funcional incluyendo un módulo de interfaz USB-Serie.
- **Popular:** la plataforma Arduino es ampliamente conocida por miles de desarrolladores en todo el mundo. Además existen de tutoriales y foros que facilitan notablemente diferentes apartados de los proyectos.
- **Versátil:** No están implementados para una determinada aplicación, por tanto pueden ser utilizados para diversos proyectos.

Open source: se encuentran en la misma página web de Arduino los planos y esquemas de las diferentes placas.

Partes de una placa arduino

Las principales partes son:

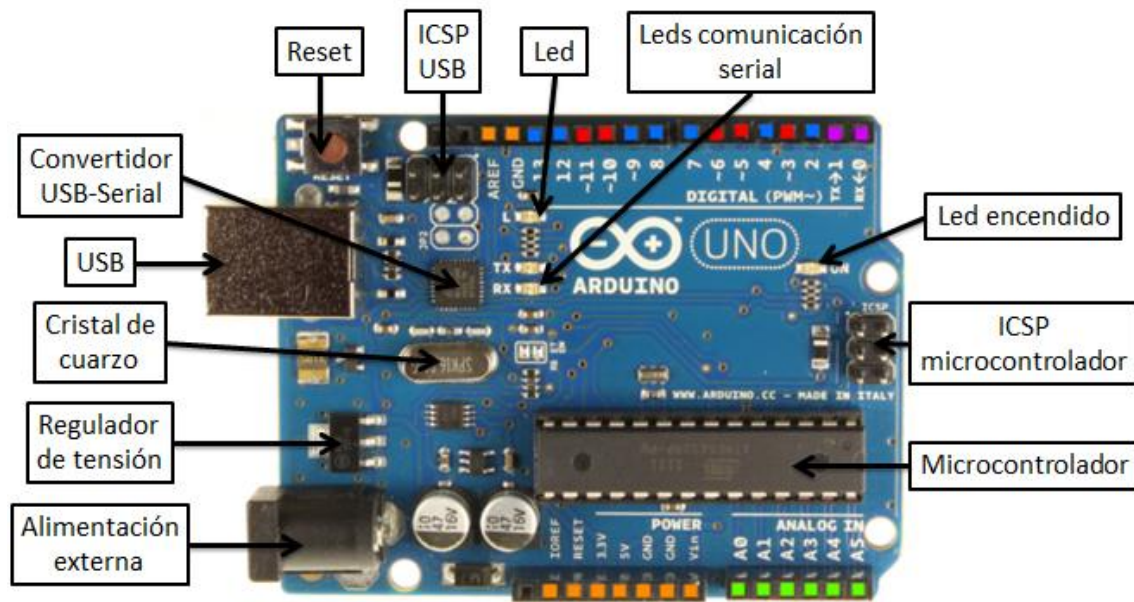


Ilustración 46 Partes de un microcontrolador arduino

- **Terminales de alimentación y de referencia** (naranja): a través de estos pines se puede alimentar a la placa al mismo tiempo que sirven como referencia de tensión para los circuitos.
- **Terminales digitales** (azul, rojo, morado y verdes): estos pines tomarán los valores de 0 y 1. Se pueden configurar como pines de entrada o de salida. Las entradas analógicas también se pueden configurar como digitales.
- **Terminales PWM** (azul): mediante estos pines se pueden generar señales PWM. El ciclo de trabajo de la señal se puede ajustar con una resolución de 1 byte (desde 0 a 255).
- **Terminales puerto serie** (morado): estos pines permiten enviar recibir datos de otros dispositivos mediante el puerto serie.

- **Terminales analógicos** (verde): Estos terminales cuentan con conversores A/D de 10 bits (0 a 1023).
- **Microcontrolador:** las placas Arduino emplean los microcontroladores ATmega328 y ATmega2560. Son chips sencillos y de bajo coste que permiten el desarrollo de múltiples diseños
- **Terminal ICSP microcontrolador:** permite programar el *bootloader* del microcontrolador ATmega y poder cargar los programas directamente en el microcontrolador sin tener que necesitar programadores externos.

El *bootloader* es un conjunto mínimo de instrucciones que permanece almacenado en la memoria Flash del microcontrolador, y le permite interactuar con la *interface* de Arduino, interpretar los programas que se le cargan, recibir y enviar datos por los diferentes puertos o generar señales de control y permite la comunicación USB.

- **LED encendido:** LED que indica si la placa tiene alimentación suficiente como para funcionar.
- **LEDs comunicación serie:** estos LEDs se encienden cuando hay una comunicación por el puerto serie de la placa. Si recibe un dato se encenderá el led RX (*receive*) y si transmite un dato se encenderá el LED TX (*transmit*).
- **LED:** este LED está unido mediante una resistencia interna (resistencia *pull-up*) al terminal 13. Permite comprobar el correcto funcionamiento de salida digital 13 sin necesidad de conectar ningún elemento externo a esta para limitar la corriente proporcionada por esta salida.
- **ICSP USB:** permiten emplear la placa de Arduino como un programador de otros microcontroladores.
- **Reset:** sirve para resetear el microcontrolador.
- **Convertidor Serie–USB:** este dispositivo permite la conversión de los datos que llegan por el USB a datos entendibles por el microcontrolador, es decir,

transforma los datos a serie. Permite la programación directa del Arduino desde el ordenador.

- **Terminal USB:** permite tanto alimentar la placa como programarla.
- **Cristal de cuarzo:** dispositivo que permite que los microcontroladores operen a una cierta frecuencia. En Arduino esta frecuencia es de 8 o 16 MHz.
- **Regulador de tensión:** sirve para independientemente de la tensión de alimentación de la placa cada elemento interno de la placa obtenga o bien 3'3 V ó 5 V.
- **Alimentación externa:** permite alimentar la placa desde un dispositivo externo sin emplear un cable USB.

Las placas Arduino se programan mediante un lenguaje propio basado en el lenguaje de alto nivel Processing (basado en Java), aunque también es posible emplear otros lenguajes de programación y aplicaciones como C++, Java, Matlab o Python, y luego programarse mediante un compilador AVR (las siglas AVR significan Alf and Vegard's RISC processor) y corresponden con la familia de microcontroladores de Atmel que incluyen las placas de Arduino).

Sin embargo, es gracias a su interfaz de programación por lo que Arduino se ha convertido en un microcontrolador tan popular. El equipo de Arduino ha desarrollado una aplicación en el lenguaje Processing, que permite una programación muy sencilla a través de un lenguaje en pseudocódigo. Esto facilita en gran medida la labor del programador.

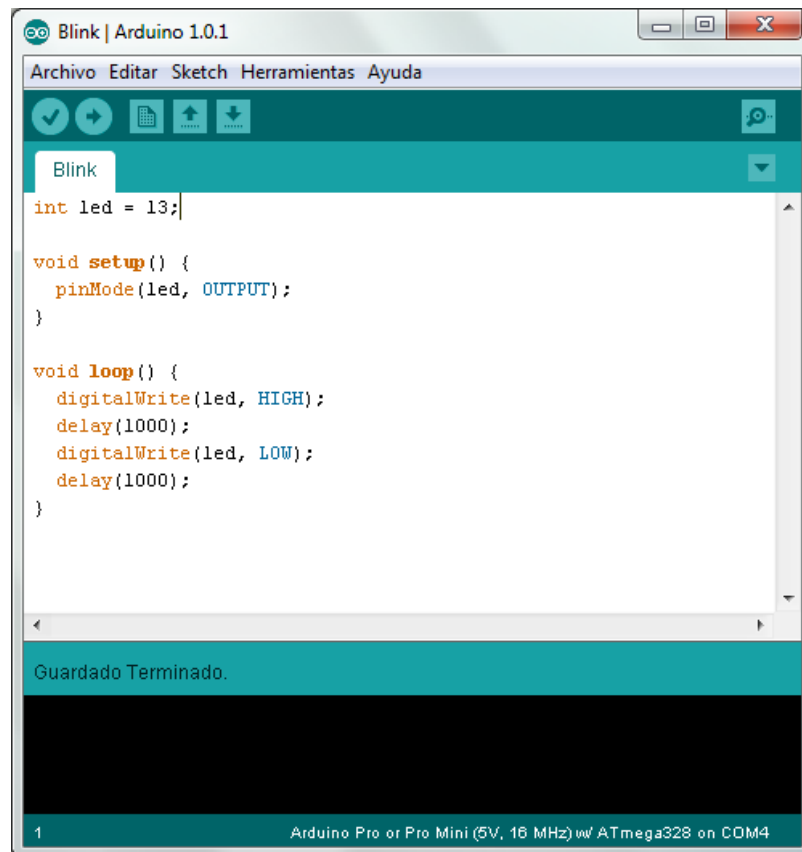


Ilustración 47 Ejemplo programación Arduino

La imagen anterior es un ejemplo de una programación en el interfaz de Arduino. En esta interfaz tenemos distintas opciones del programa, y luego la programación propiamente dicha que se denomina sketch.

Todo *sketch* está formado por tres partes.

- Declaración de variables.

Lo primero que se debe hacer al empezar a escribir un sketch es definir las variables y constantes que formarán el sketch. Se debe definir el tipo de variable y se puede inicializar a un valor, aunque esto es opcional.

- Configuración de la placa.

Tras declarar las variables y constantes que va a emplear el sketch se procede a configurar la placa. Para ello se emplea la sintaxis "void setup()". Las funciones más empleadas aquí son dos. Por un lado está la función pinMode

que permite definir los terminales como entradas o como salidas. Y por otro lado está la función Serial.Begin que establece la velocidad de datos en bits por segundo (baudios) para la transmisión de datos en serie.

- Bucle principal del programa.

Una vez configurada la placa se llega al bucle del sketch, es decir, lo que va a estar continuamente ejecutándose. Se emplea la sintaxis "void loop()". Aquí las funciones más utilizadas son las funciones de lectura y de escritura de pines: digitalWrite, digitalRead, analogRead, analogWrite.

En la actualidad existen infinidad de modelos Arduino: UNO, Leonardo, Nano, Mega, LilyPad, Micro, Pro Mini...

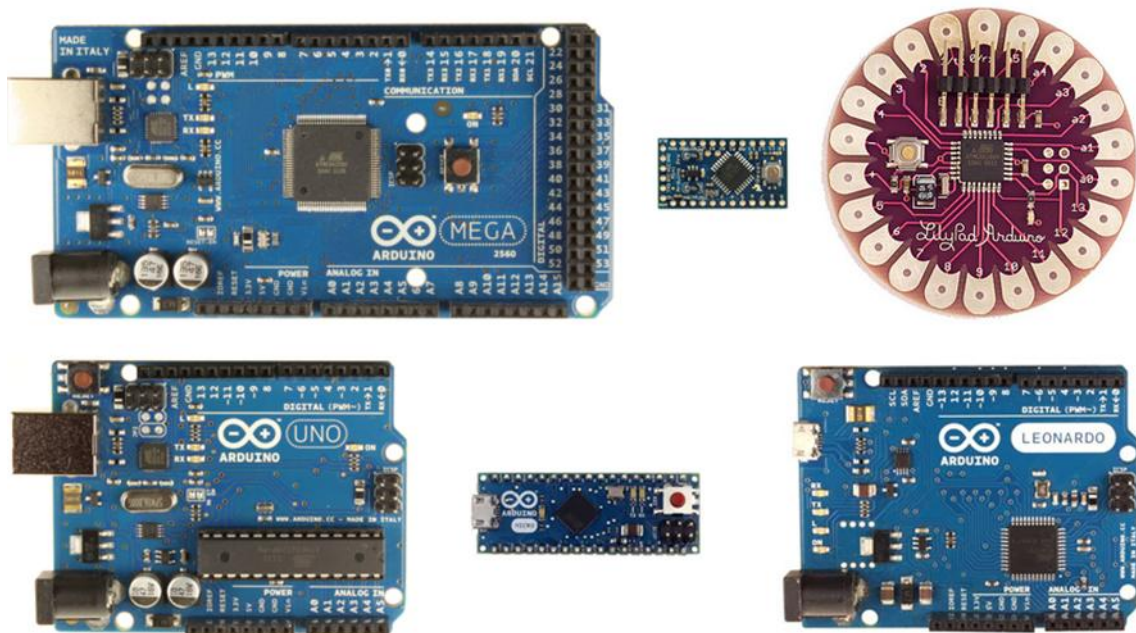


Ilustración 48 Placas Arduino

• COMUNICACIÓN I²C

La comunicación I²C o también llamada TWI es un tipo de comunicación serie half duplex, es decir, aunque la comunicación puede ser bidireccional no puede serlo

simultáneamente. Merece especial mención en este proyecto debido a la necesidad de comunicar el chip conversor analógico digital con el microcontrolador y este es el tipo de comunicación empleado.

Su nombre viene de Inter-Integrated Circuit (Inter-Circuitos Integrados). La velocidad es de 100 kbit/s en el modo estándar, para aplicaciones que no requieren de alta velocidad. Para las que sí, la velocidad puede ser 400kbit/s y desde 1998 también permite velocidades de 3.4 Mbit/s. Es un bus muy usado en la industria.

La principal característica de I²C es que utiliza dos líneas para transmitir la información: una para los datos y por otra la señal de reloj. También es necesaria una tercera línea, pero esta sólo es la referencia (masa). Como suelen comunicarse circuitos en una misma placa que comparten una misma masa esta tercera línea no suele ser necesaria.

Las líneas se llaman:

SDA: datos
SCL: reloj
GND: tierra

Las dos primeras líneas son drenador abierto, por lo que necesitan resistencias de pull-up, es decir, resistencias de polarización.

Los dispositivos conectados al bus I²C tienen una dirección única para cada uno. También pueden ser maestros o esclavos. El dispositivo maestro inicia la transferencia de datos y además genera la señal de reloj, pero no es necesario que el maestro sea siempre el mismo dispositivo, esta característica se la pueden ir pasando los dispositivos que tengan esa capacidad.

Las transacciones en el bus I²C tienen este formato:

| start | A7 A6 A5 A4 A3 A2 A1 R/W | ACK | ... DATA ... | ACK | stop | idle |

El bus esta libre cuando SDA y SCL están en estado lógico alto.

En estado bus libre, cualquier dispositivo puede ocupar el bus I²C como maestro.

El maestro comienza la comunicación enviando un patrón llamado "start condition". Esto alerta a los dispositivos esclavos, poniéndolos a la espera de una transacción.

El maestro se dirige al dispositivo con el que quiere hablar, enviando un byte que contiene los siete bits (A7-A1) que componen la dirección del dispositivo esclavo con el

que se quiere comunicar, y el octavo bit (A0) de menor peso se corresponde con la operación deseada (L/E), lectura=1 (recibir del esclavo) y escritura=0 (enviar al esclavo).

La dirección enviada es comparada por cada esclavo del bus con su propia dirección, si ambas coinciden, el esclavo se considera direccionado como esclavo-transmisor o esclavo-receptor dependiendo del bit R/W.

El esclavo responde enviando un bit de ACK que le indica al dispositivo maestro que el esclavo reconoce la solicitud y está en condiciones de comunicarse.

Seguidamente comienza el intercambio de información entre los dispositivos.

El maestro envía la dirección del registro interno del dispositivo que se desea leer o escribir.

El esclavo responde con otro bit de ACK.

Ahora el maestro puede empezar a leer o escribir bytes de datos. Todos los bytes de datos deben constar de 8 bits, el número máximo de bytes que pueden ser enviados en una transmisión no está restringido, siendo el esclavo quien fija esta cantidad de acuerdo a sus características.

Cada byte leído/escrito por el maestro debe ser obligatoriamente reconocido por un bit de ACK por el dispositivo maestro/esclavo.

Se repiten los 2 pasos anteriores hasta finalizar la comunicación entre maestro y esclavo.

El maestro siempre controla el estado de la línea del reloj, sin embargo, un esclavo de baja velocidad o que deba detener la transferencia de datos mientras efectúa otra función, puede forzar la línea SCL a nivel bajo. Esto hace que el maestro entre en un estado de espera, durante el cual, no transmite información esperando a que el esclavo esté listo para continuar la transferencia en el punto donde había sido detenida.

Cuando la comunicación finaliza, el maestro transmite una "stop condition" para dejar libre el bus.

Después de la "stop condition", es obligatorio para el bus estar idle durante unos microsegundos.

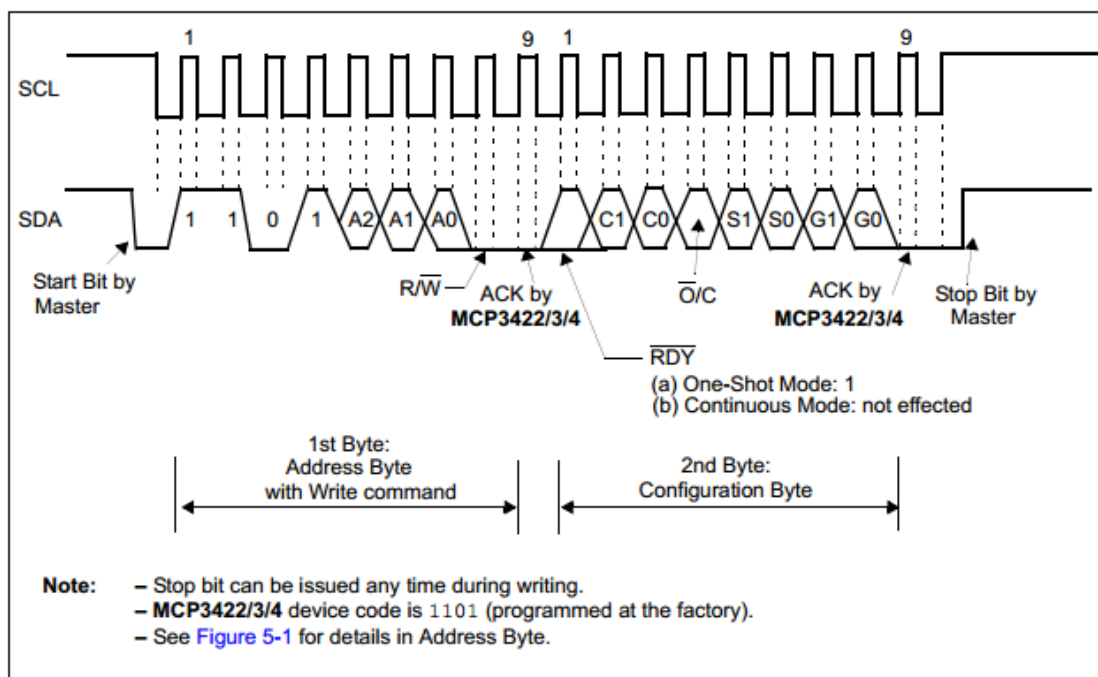
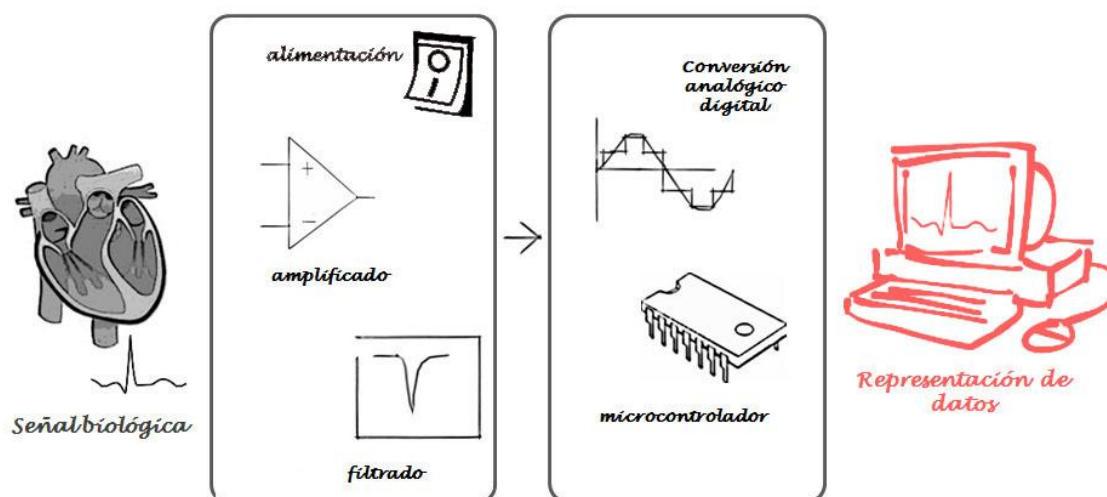


Ilustración 49 Comunicación I2C

4.1.3. ENTORNO DE PROGRAMACIÓN VISUAL BASIC



Visual Basic es un lenguaje de programación orientado a objetos (dirigido por eventos), desarrollado por Alan Cooper para Microsoft. Este lenguaje de programación

es un dialecto de BASIC, con importantes agregados. Su primera versión fue presentada en 1991, con la intención de simplificar la programación utilizando un ambiente de desarrollo que facilitó en cierta medida la programación misma.

El entorno de desarrollo de Visual Basic desarrollado por Microsoft es el único que existe y es Microsoft Visual Basic x.0 (desde el 1.0 al 6.0)

- **¿Qué es la programación dirigida a eventos?**

Hoy en día existen distintos tipos de programas. Inicialmente todos los programas eran de tipo secuencial. Estos se arrancan, leen los datos que necesitan, hacen los cálculos necesarios y se guardan. En general este tipo de programas no necesitan intervención del usuario. Esto también es llamado programación basada en algoritmos.

Por otro lado, los programas interactivos exigen la participación de un usuario para suministrar datos, indicar al programa lo que debe hacer...

Otro tipo de programación es la orientada a eventos. Este tipo de programas se quedan a la espera de las acciones del usuario (eventos) Cuando se da cierta acción el programa responde a ella y vuelve a quedarse esperando a la siguiente. Este tipo de programación es la utilizada por Visual Basic, poniendo al alcance y de forma sencilla la programación de eventos.

- **Entorno de programación Visual Basic**

En el entorno de programación encontraremos dos modos, el modo diseño en el que se debe determinar el diseño de cada uno de los objetos utilizados en el programa y el modo ejecución donde se prueba la aplicación.

Cada uno de los gráficos que pueden formar parte de una aplicación se le llama control. Cada uno de los controles debe de tener un nombre para hacer referencia a él. Estos nombres aunque son designados por defecto pueden ser cambiados. Los controles se sitúan en los formularios o ventanas.

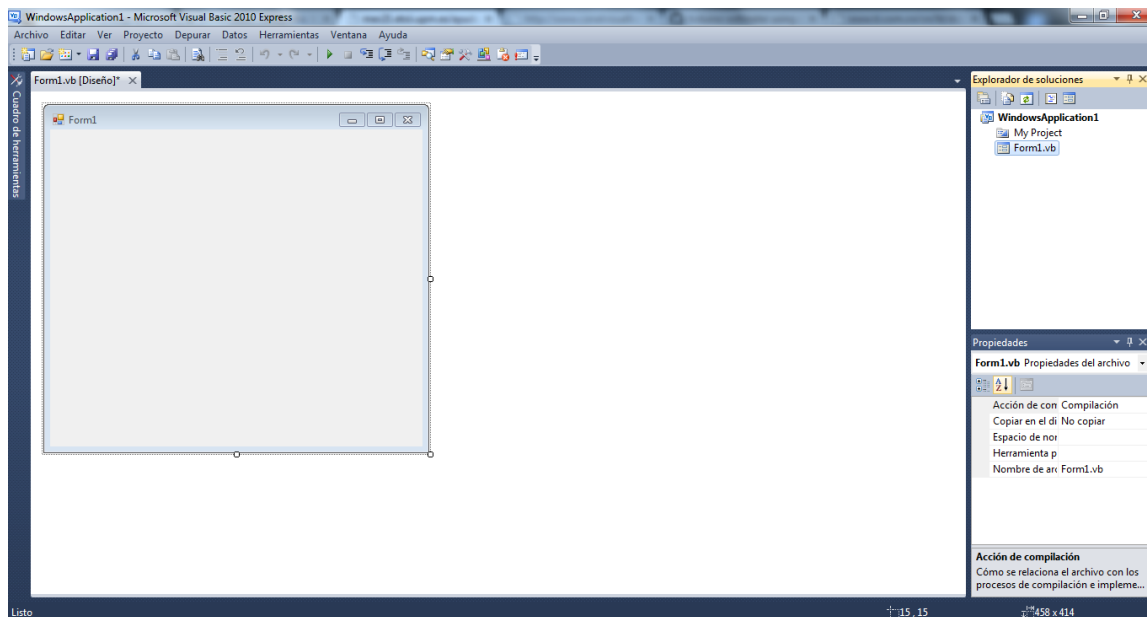
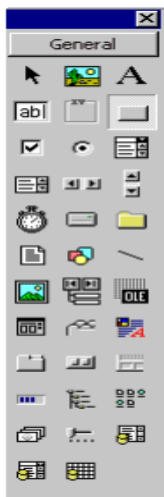


Ilustración 50 Entorno Visual Basic



La barra de menús de Visual Basic resulta similar a la de cualquier otra aplicación de Windows. Bajo dicha barra aparecen las barras de herramientas, con una serie de botones que permiten acceder fácilmente a las opciones más importantes de los menús.

La caja de herramientas, que incluye los controles con los que se puede diseñar la pantalla de la aplicación. Estos controles son por ejemplo botones, etiquetas, cajas de texto, zonas gráficas, etc. Para introducir un control en el formulario simplemente hay que clicar en el icono adecuado de la toolbox y colocarlo en el formulario con la posición y el tamaño deseado, clicando y arrastrando con el ratón. Clicando dos veces sobre el icono de un control aparece éste en el centro del formulario y se puede modificar su tamaño y/o trasladar con el ratón como se desee.

- **Lenguaje BASIC**

Un módulo puede contener variables y procedimientos o funciones públicos y privados. Los públicos son aquellos a los que se puede acceder libremente desde cualquier punto del proyecto. Se llama variable local a una variable definida dentro de

un procedimiento o función. Las variables locales no son accesibles más que en el procedimiento o función en que están definidas.

Una variable local es reiniciada (a cero, por defecto) cada vez que se entra en el procedimiento.

Dadas las citadas dificultades para referirse a un dato por medio de su dirección en memoria, se ha hecho habitual el uso de identificadores. Un identificador es un nombre simbólico que se refiere a un dato o programa determinado. Existen distintos tipos de datos (boolean, integer, array...) habiendo que especificar el tipo de dato en la declaración de variables. Para trabajar con las variables, igual que en otro tipo de lenguajes, tenemos sentencias de control o estructuras de control que nos permiten la toma de decisiones y la repetición de determinadas acciones.

Al colocar cierto control en el formulario, se crea un bucle de control dentro del que deberemos programar las órdenes necesarias para cuando ocurra el evento relacionado con el control en cuestión.

4.2. ELECCIÓN DE COMPONENTES

- **CHIP MCP3421**

A la hora de seleccionar el conversor analógico digital se optó por la tecnología sigma-delta por sus buenos resultados a precio asequible y por permitirnos la conversión de datos positivos y negativos de forma sencilla. Dentro de esto se optó por el chip MCP3421 de la marca Microchip.

El MCP3421 es un conversor analógico digital sigma-delta de un solo canal, bajo ruido y alta precisión con entrada diferencial. Este conversor puede tener resolución de 12, 14, 16 o 18 bits. Posee una referencia que permite entradas de $\pm 2.048V$. El dispositivo usa comunicación I²C y opera con una tensión de alimentación de 2.7V a 5.5V.

El conversor permite ratios de 3.75, 15, 60 o 240 muestras por segundo dependiendo de la configuración que elija el usuario, gracias a la comunicación I²C del dispositivo. El chip posee la opción de seleccionar una ganancia previa a la conversión analógico digital (PGA), siendo muy útil para señal muy pequeñas siendo estas

convertidas con gran precisión. El dispositivo posee dos modos de conversión, continua o "one-shot" es decir el dispositivo se mantiene en standby mientras no se le requiera la conversión de datos, de la otra forma estará convirtiendo continuamente con el consecuente mayor gasto.

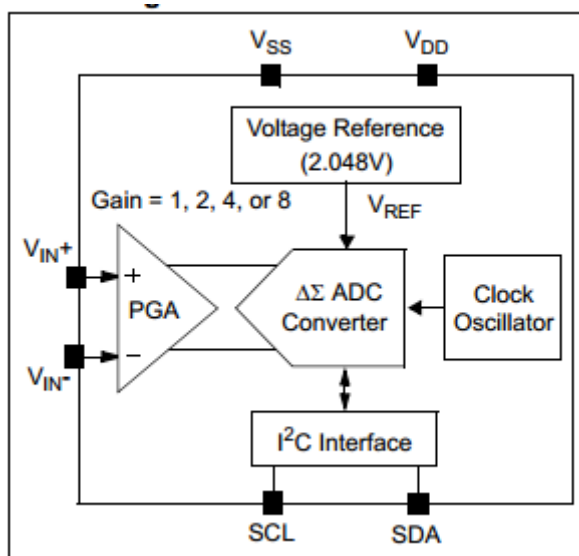


Ilustración 51 Diagrama de bloques del MCP3421

Para configurar el dispositivo lo haremos mediante el microcontrolador siguiendo la siguiente tabla.

R/W-1	R/W-0	R/W-0	R/W-1	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
$\overline{\text{RDY}}$	C1	C0	$\overline{\text{O/C}}$	S1	S0	G1	G0
1 *	0 *	0 *	1 *	0 *	0 *	0 *	0 *
bit 7				bit 0			

* Default Configuration after Power-On Reset

Legend:

R = Readable bit

W = Writable bit

U = Unimplemented bit, read as '0'

-n = Value at POR

'1' = Bit is set

'0' = Bit is cleared

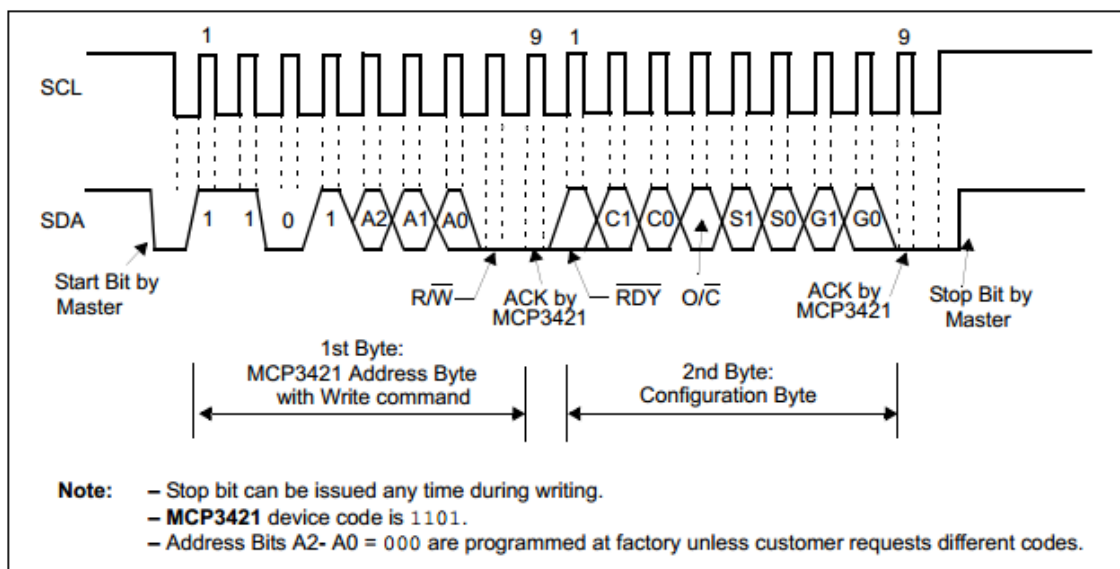
x = Bit is unknown

bit 7	<p>RDY: Ready Bit</p> <p>This bit is the data ready flag. In read mode, this bit indicates if the output register has been updated with a new conversion. In One-Shot Conversion mode, writing this bit to "1" initiates a new conversion.</p> <p>Reading RDY bit with the read command:</p> <p>1 = Output register has not been updated.</p> <p>0 = Output register has been updated with the latest conversion data.</p> <p>Writing RDY bit with the write command:</p> <p>Continuous Conversion mode: No effect</p> <p>One-Shot Conversion mode:</p> <p>1 = Initiate a new conversion.</p> <p>0 = No effect.</p>
bit 6-5	<p>C1-C0: Channel Selection Bits</p> <p>These are the Channel Selection bits, but not used in the MCP3421 device.</p>
bit 4	<p>O/C: Conversion Mode Bit</p> <p>1 = Continuous Conversion Mode. Once this bit is selected, the device performs data conversions continuously.</p> <p>0 = One-Shot Conversion Mode. The device performs a single conversion and enters a low power standby mode until it receives another write/read command.</p>
bit 3-2	<p>S1-S0: Sample Rate Selection Bit</p> <p>00 = 240 SPS (12 bits),</p> <p>01 = 60 SPS (14 bits),</p> <p>10 = 15 SPS (16 bits),</p> <p>11 = 3.75 SPS (18 bits)</p>
bit 1-0	<p>G1-G0: PGA Gain Selector Bits</p> <p>00 = 1 V/V,</p> <p>01 = 2 V/V,</p> <p>10 = 4 V/V,</p> <p>11 = 8 V/V</p>

Ilustración 52 Configuración del MCP3421

Es decir, tendremos que escribir en el chip el byte de configuración adecuado para nuestras necesidades fijando el tipo de conversión, el número de muestras por segundo y la PGA.

Una vez se haya configurado el chip se procederá a la conversión en la cual el MCP3421 comunicará los resultados al microcontrolador mediante I²C



El circuito necesario para el montaje del MCP3421 es el siguiente, con las resistencias de polarización y los condensadores de desacoplo:

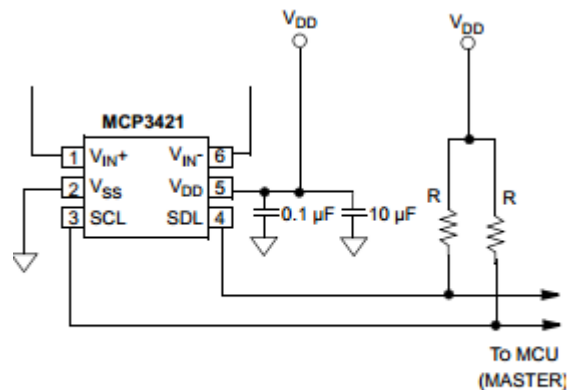


Ilustración 53 Montaje del MCP3421

La salida de los pines 3 y 4 son las líneas de datos y de reloj de la comunicación I²C que irán al microcontrolador.

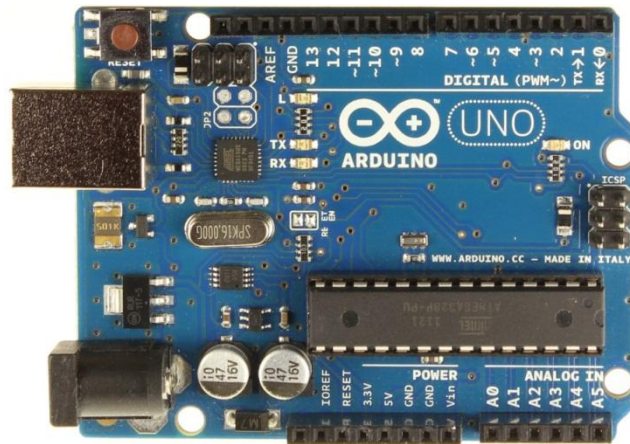
Con este conversor tenemos el límite de solo poder convertir valores entre $\pm 2.048V$, esto podría ser solucionado con una amplificación previa con ganancia menor que la unidad. En el caso del ECG no constituye ningún problema puesto que la señal original es muy pequeña y los valores de salida analógica se fijan con la ganancia de los filtros, por tanto fijaremos estos valores para no tener problemas en la conversión.

Una de las principales ventajas que nos supone este chip es su posibilidad de configurarlo pudiendo elegir las SPS y la PGA. En la realización de este proyecto también se contempló el uso del chip MCP3424 de iguales características que el MCP3421 pero con 4 canales. Esto nos permite tener más aplicaciones para la parte digital diseñada, como podría ser un ECG con varias derivaciones, sin embargo para una aproximación inicial se optó por el MCP3421.

- **ARDUINO NANO**

A la hora de seleccionar el Arduino que se iba a usar se comparó entre dos modelos sencillos: El Arduino UNO y el NANO.

El Arduino UNO es un microcontrolador basado en el ATmega328. Dispone de 14 terminales digitales (6 de ellos se pueden emplear como salidas PWM), 6 terminales analógicos y un puerto serie.



Posee una memoria interna de 32 KB (0'5 KB son empleados por el bootloader). Además cuenta con 2 KB de SRAM y 1 KB de EEPROM, al que también se puede acceder desde la librería EEPROM.

Este modelo es el más apropiado para proyectos en los que no se necesiten muchas entradas y salidas y el tamaño no sea un problema. Es el modelo más económico y el empleado para comenzar a familiarizarse con estos microcontroladores

El Arduino NANO es un microcontrolador basada en el ATmega328 (Arduino Nano 3.0) o ATmega168 (Arduino Nano 2.x) que se usa conectándola a una protoboard. No posee conector para alimentación externa, y funciona con un cable USB Mini-B en vez de el cable estándar.



Ilustración 54 Foto del Arduino NANO

Posee también 14 pines, 6 de los cuales para salida PWM, 8 entradas analógicas, memoria flash de 32 KB (ATmega328) de los cuales 2KB son usados por el bootloader. La gran diferencia del Arduino NANO con respecto al Arduino UNO es su tamaño, ya que en muy poco espacio se dispone de todas las opciones que ofrece el Arduino UNO. Esto hace que sea el modelo más apropiado a la hora de realizar proyectos en los que el tamaño sea un factor clave.

El modelo elegido para este proyecto es el Arduino NANO por su reducido tamaño.

4.2. PROGRAMACIÓN DE LA PARTE DIGITAL

4.2.1. PROGRAMACIÓN ARDUINO

En esta parte se va a desarrollar la programación del conversor analógico digital. Para el control de este chip se ha utilizado el microcontrolador Arduino Mini Pro como ya se ha dicho y por tanto el software para la programación ha sido el proporcionado por Arduino.

La finalidad de este programa es configurar el chip MCP3421 y recibir los datos generados por este.

De esta forma y tal y como se expone en el diagrama de flujo del programa, primero inicializaremos las variables, y daremos permiso para que comience la transmisión de datos tanto serie (entre el PC y el microcontrolador) como I²C (entre el microcontrolador y el chip)

Para la configuración, solo tenemos un canal, elegiremos el modo de funcionamiento continuo y con 240 muestras por segundo que es lo que necesitamos para el ECG. Esto nos deja con una resolución de 12 bits. Otra opción sería dejar el número de muestras por segundo a elección del usuario pero en esta aplicación por las características de frecuencia de la señal que se quiere convertir es necesaria la elección de 240 muestras por segundo.

La PGA la dejamos en 1 puesto que ya hemos amplificado la señal previamente y no nos es necesario.

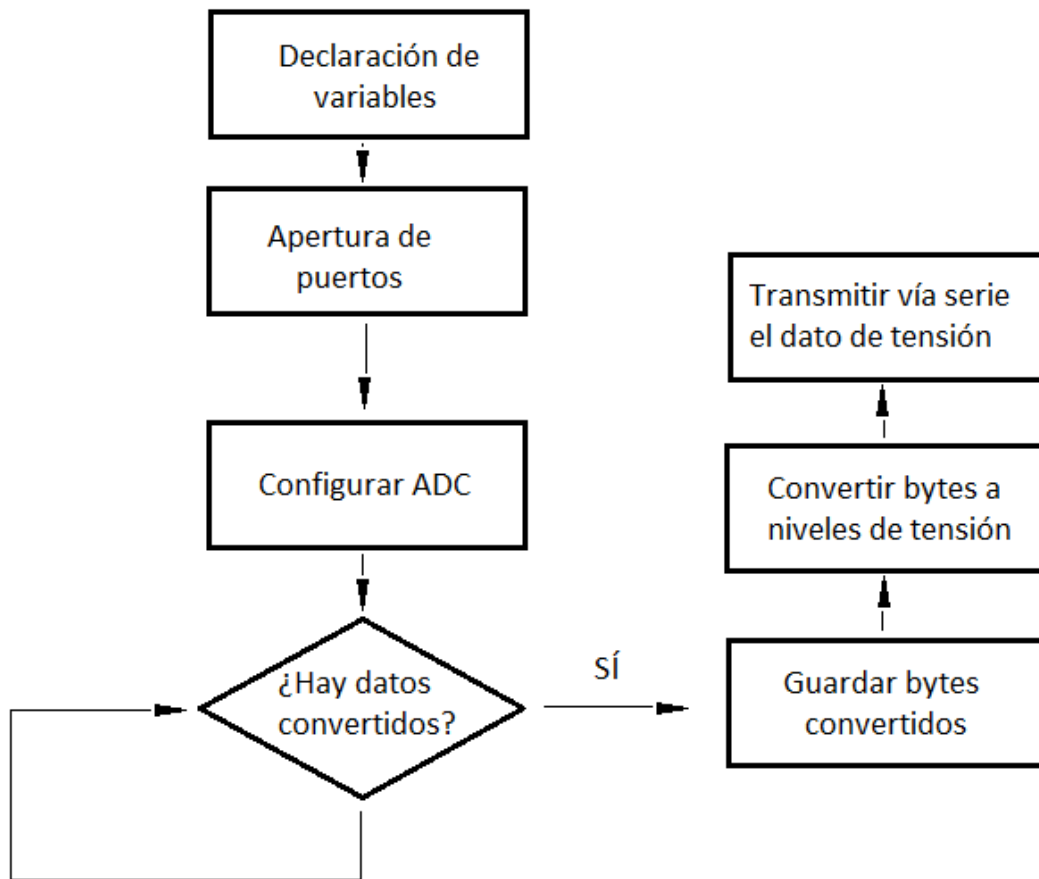


Ilustración 55 Diagrama de flujo de Arduino

INICIO DEL PROGRAMA Y DECLARACIÓN DE VARIABLES

Antes de comenzar con el programa deberemos incluir la librería *Wire* de Arduino que es la necesaria para la comunicación I²C.

Posteriormente se declaran las variables tal y como se explicó anteriormente indicando el tipo de variable.

CONFIGURACIÓN DE LA PLACA

Este es el bucle "setup" en el que se comienza la transmisión serie y la I²C

BUCLE DEL PROGRAMA

En este bucle es en el que se va a llevar a cabo el grueso del programa. Se determina la configuración necesaria para que el MCP3421 funcione de la forma requerida y se le manda el dato al chip. Posteriormente se le pide al chip que nos

devuelva los datos que está convirtiendo. Los convertiremos a un único valor, puesto que nos devuelve varios bytes, y se envía mediante comunicación serie al programa de Visual Basic.

Las instrucciones usadas son las de la librería Wire de Arduino y las de Serial.

4.2.2. PROGRAMACIÓN VISUAL BASIC

Esta parte de la programación es la gestión de los datos por parte del usuario. Este elegirá cuando comenzar la transmisión y el puerto por el que realizar la transmisión serie entre el PC y el Arduino. Una vez hecho esto se irá realizando un gráfico en pantalla con los datos obtenidos del MCP3421. El usuario decidirá si imprimir, guardar o desechar los datos recibidos.

Al ser un tipo de programación por eventos, se crean pequeños programas dentro del principal que son llamados cuando determinado evento ocurre.

Los eventos gestionados en este programa son la comunicación serie y los generados por el usuario al presionar alguno de los controles del formulario.

A continuación se detalla los posibles eventos y como responde el programa a ellos:

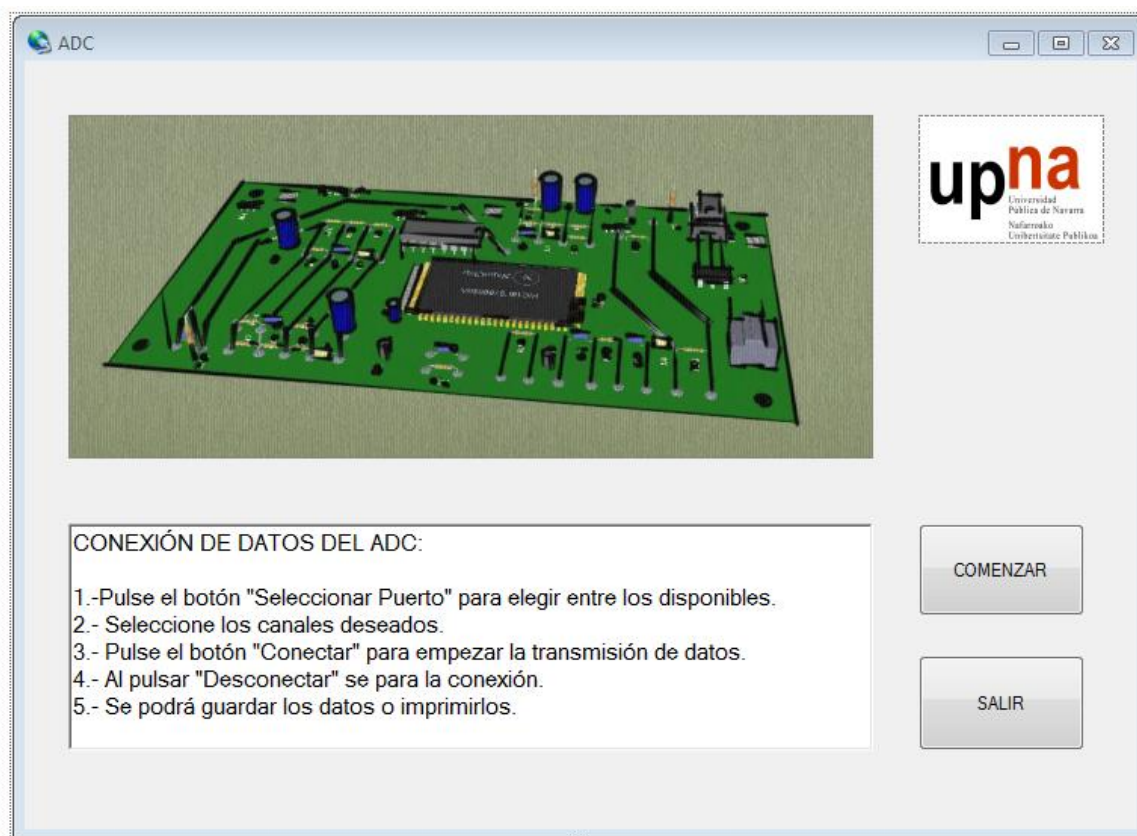


Ilustración 56 Ventana inicial de Visual Basic

La imagen muestra la pantalla inicial del programa, que sirve de explicación para la utilización del mismo por parte del usuario. En esta pantalla inicial nos encontramos los siguientes controles:



Ilustración 57 Ventana inicial de Visual Basic. Controles

Tanto el cuadro de texto como las imágenes solo están de forma explicativa y son los botones los que generan eventos.

Al pulsar el botón "comenzar" se ejecuta el código correspondiente a dicho evento que consiste en cerrar esta ventana y abrir la ventana que contiene al programa principal. Si en vez de este botón pulsamos "salir" se genera otro evento y se ejecuta el código que cierra la aplicación.

Al pulsar el botón "comenzar" se nos abrirá la siguiente ventana:

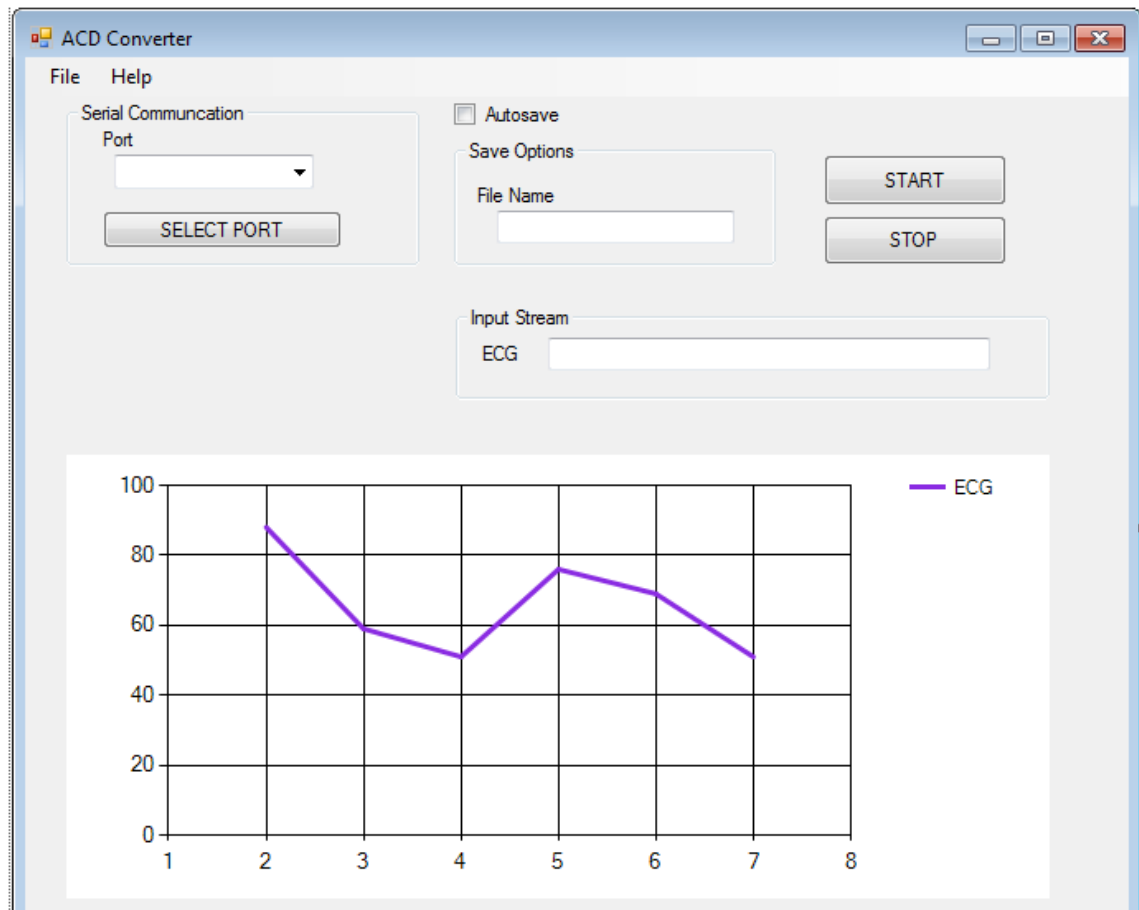


Ilustración 58 Ventana principal de Visual Basic

En ella encontraremos lo siguiente:

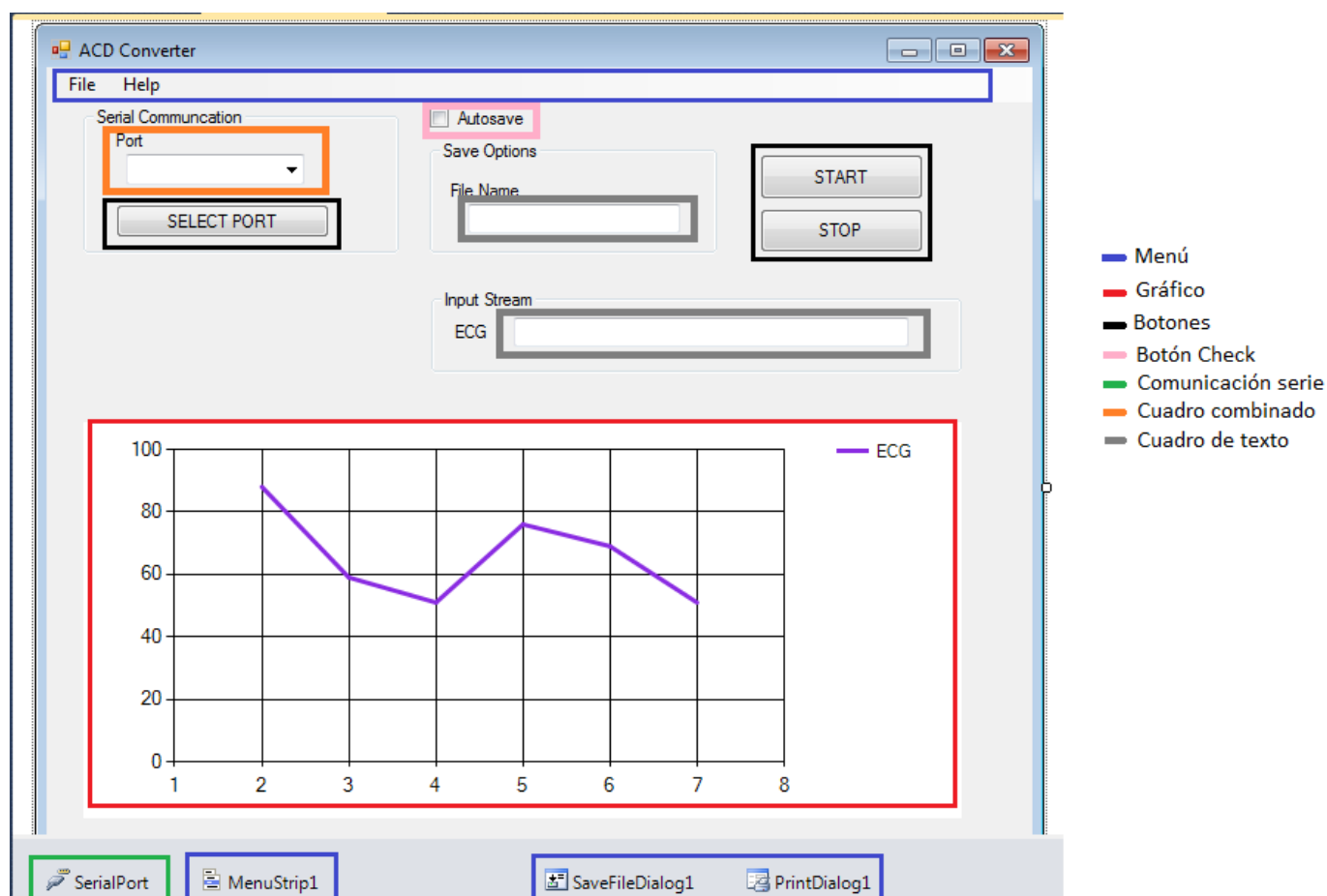


Ilustración 59 Ventana principal de Visual Basic. Controles

El usuario primero deberá seleccionar un puerto mediante el botón "select port" que genera un evento llamando al código correspondiente en el que se chequea cuales son los puertos serie en uso y los coloca en el cuadro combinado "Port" de tal forma que se le muestre al usuario la lista de puertos disponibles para que este elija el adecuado.

Mediante los botones "Start" "stop" y con el control SerialPort se gestiona la comunicación serie con el microprocesador. Los botones "start" y "stop" permiten o no la comunicación serie pero es el control SerialPort el que gestiona la recepción de datos de la siguiente forma:

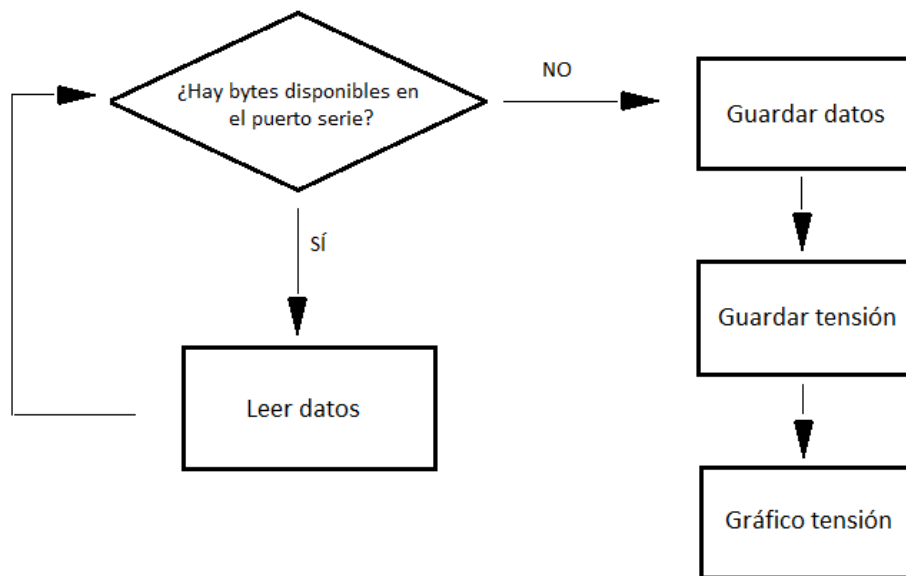


Ilustración 60 Diagrama de flujo de Visual Basic

El resto de los controles son el menú, el botón de autoguardado y los cuadros de texto. Hay dos cuadros de texto uno para escribir el nombre del archivo que se genera en caso de querer guardar los datos y el otro en el que se nos muestran los valores de tensión que van llegando por vía serie y que se están dibujando.

El menú es el típico que se puede ver en cualquier programa, es un menú desplegable en el que se nos da la opción de guardar los datos, imprimirlos o salir del programa. Cada una de las opciones genera un evento que abre su correspondiente parte del código.

CAPÍTULO 5: CONSTRUCCIÓN DEL SISTEMA ECG

Después del análisis y elección de los componentes se procedió a su construcción.

Primero, como paso previo se procedió al montaje del circuito analógico en una placa de pruebas Ariston para comprobar el correcto funcionamiento de los filtros y amplificadores y su comportamiento real y elegir el orden conveniente de los filtros.

Una vez hecho esto, y vista la gran cantidad de errores de conexión al usar esta placa se decidió realizar una tarjeta de circuito impreso PCB (Printed Circuit Board) donde colocar los componentes con mayor comodidad, de forma más fija y segura. De esta forma se consiguió un diseño mucho más pequeño y más cómodo y seguro de manejar al no necesitar cableado. Se realizó también una primera tarjeta de prueba.

Como programa para el diseño del PCB se utilizó DesignSpark. Este, nos permite diseñar el PCB de forma muy sencilla e intuitiva, además de ser software libre.



Se eligió una tarjeta rectangular puesto que es la forma más sencilla y compacta de distribuir el circuito. Se colocaron primero los componentes cada uno con los packagings elegidos y con sus correspondientes componentes pasivos. A la hora de colocar los componentes se siguió el orden del circuito diseñado intentando que fuera lo más compacta posible.

Se realizó una tarjeta de una cara de cobre, teniendo en cuenta que solo un componente tenía encapsulado superficial, siendo los demás de agujero pasante por lo que el componente superficial debe de ser colocado en la cara del cobre y los demás irán en la otra cara y por tanto deberán ir en imagen especular.

PARTE ANALÓGICA

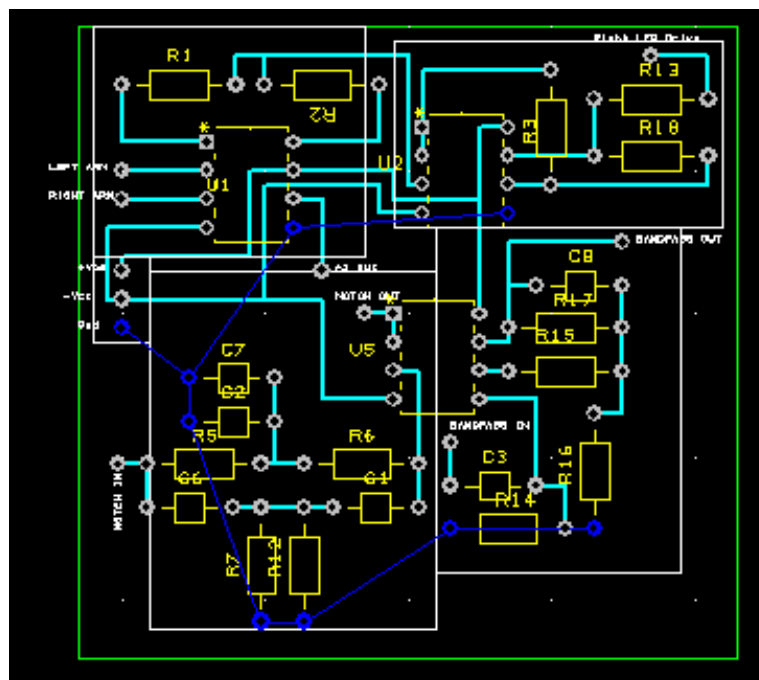


Ilustración 61 PCB parte analógica

Situamos primero el INA118, seguido del circuito de pierna derecha. A continuación el filtro Notch y el pasa-bandas. Esta tarjeta se diseñó con el fin de que fuera de pruebas, de forma que está por bloques sin conectar cada bloque al siguiente para poder tener mayor flexibilidad en las pruebas. Se decidió que el orden correcto era éste, ya que si se intercambiaba el orden de los filtros los errores eran mayores.

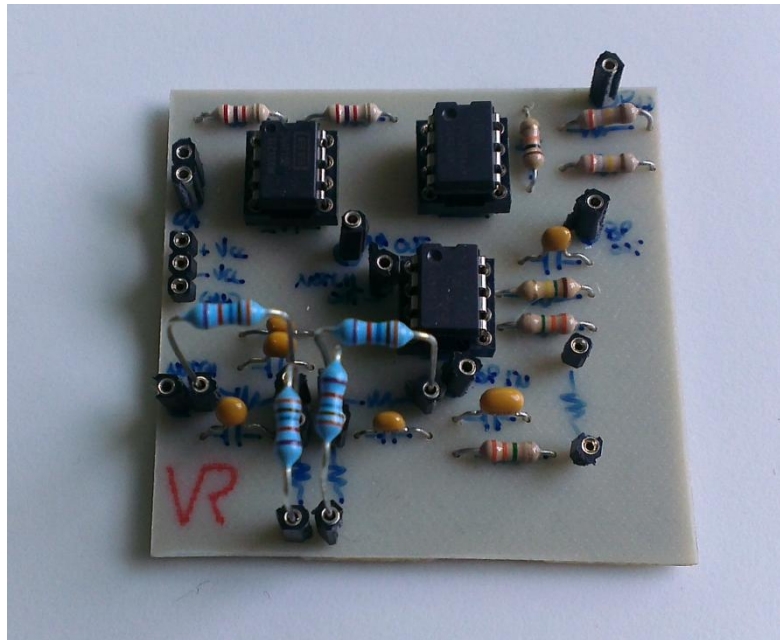


Ilustración 62 Foto del PCB de prueba de la parte analógica

PARTE DIGITAL

En esta parte se debía colocar el microcontrolador y el chip MCP3421 que debido a su muy reducido tamaño solo se puede trabajar con él en un PCB.

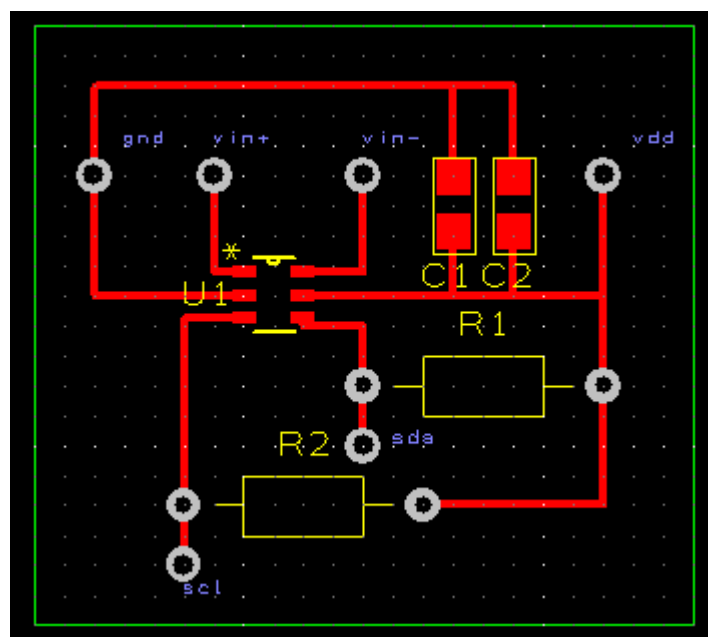


Ilustración 63 PCB del conversor ADC

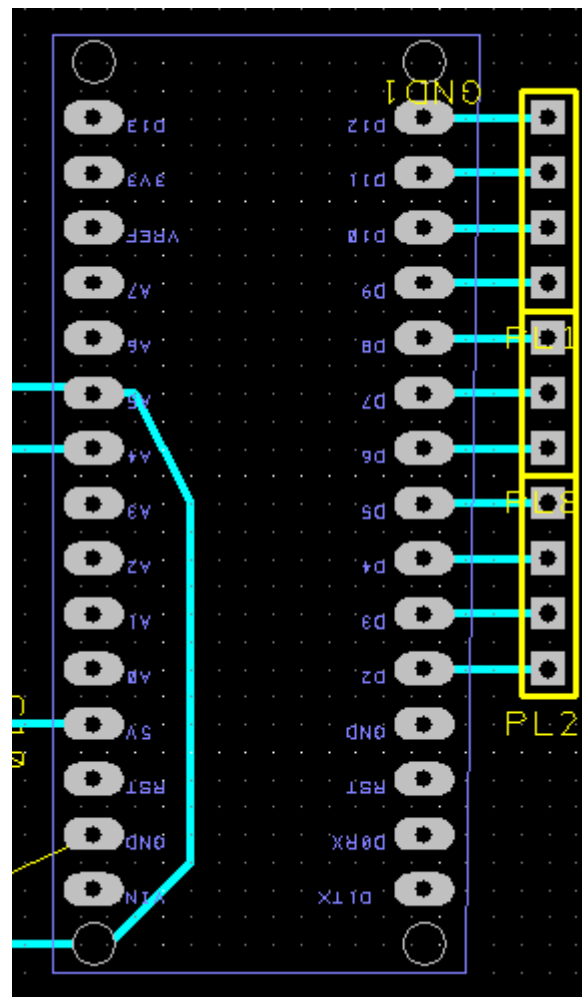


Ilustración 64 PCB del microcontrolador

TARJETA FINAL

Con todo esto, la tarjeta final que se realizó fue la siguiente:

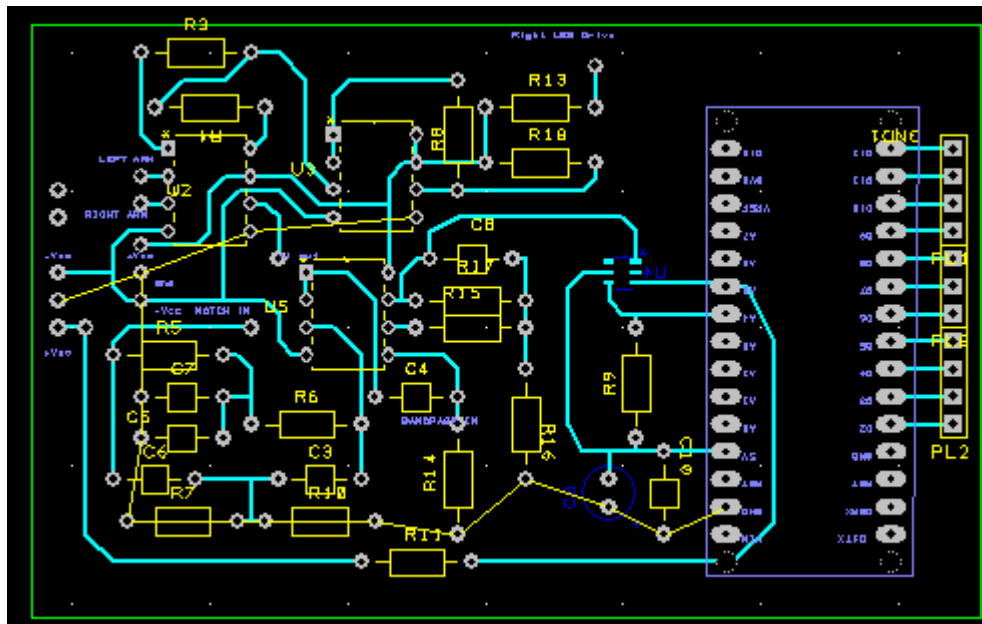


Ilustración 65 PCB trajeta completa

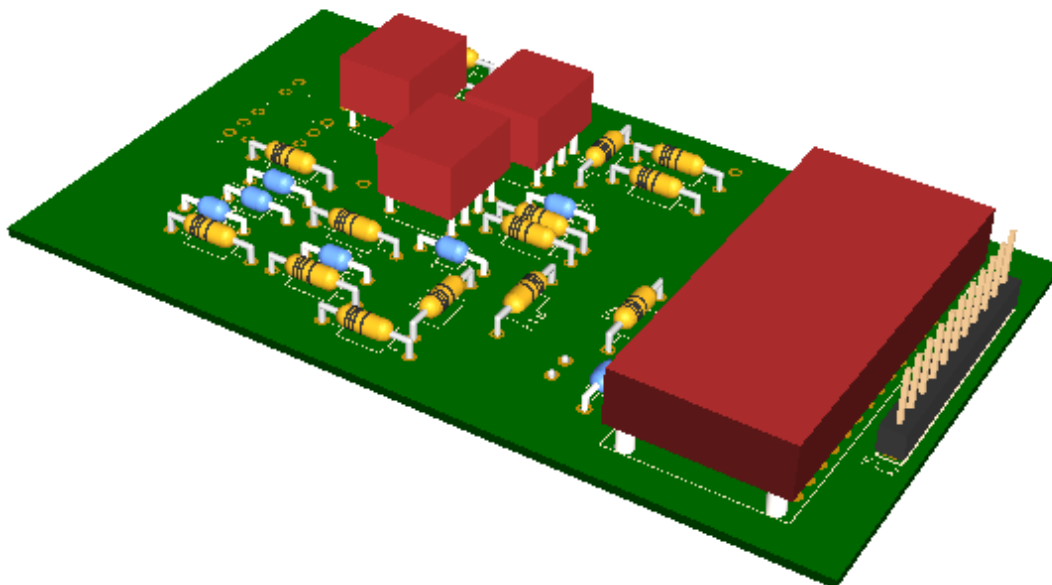


Ilustración 66 PCB trajeta completa 3D

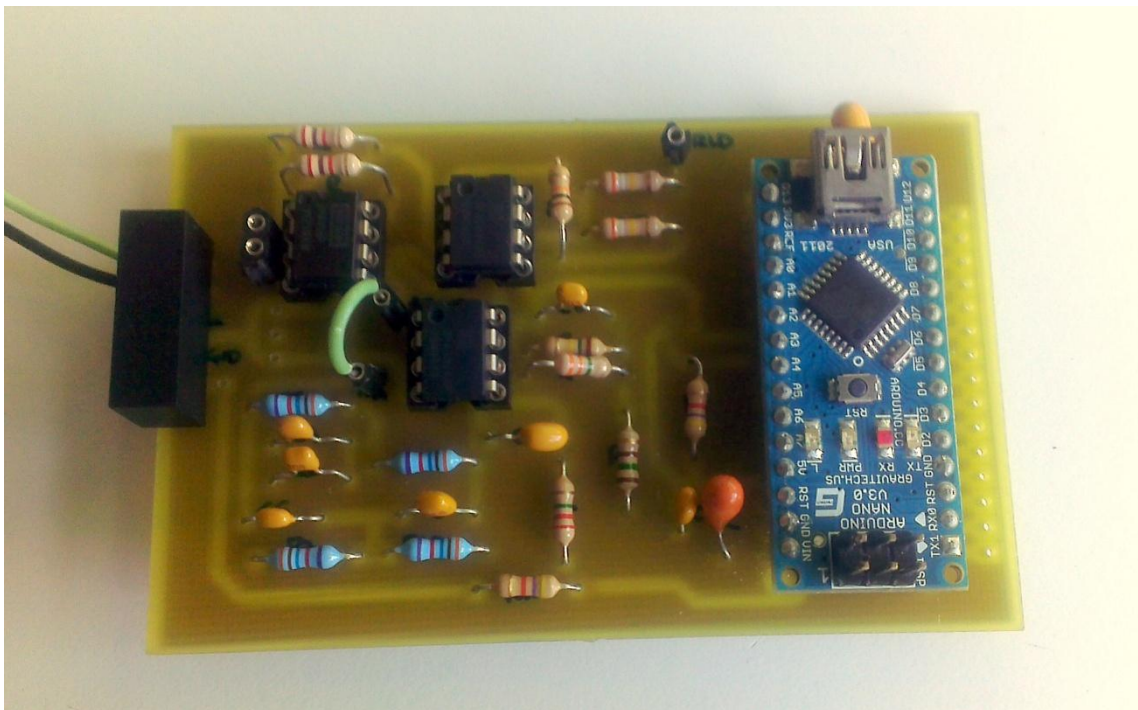
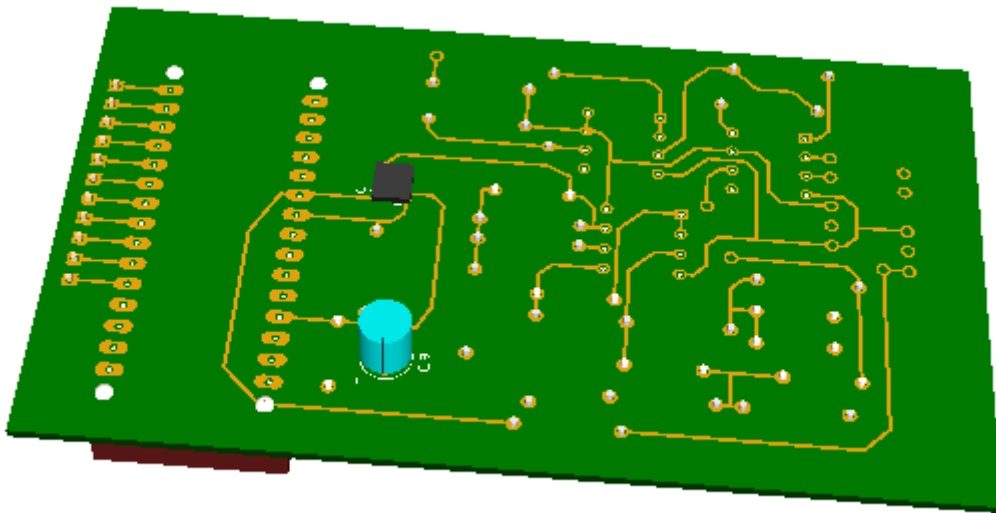
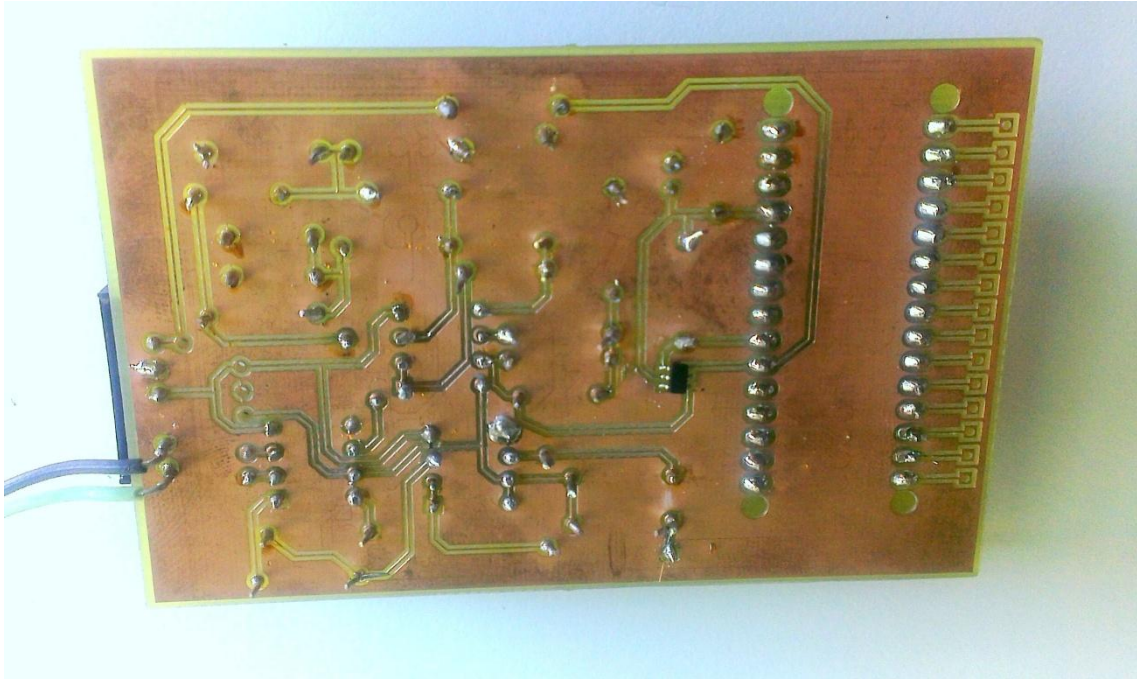


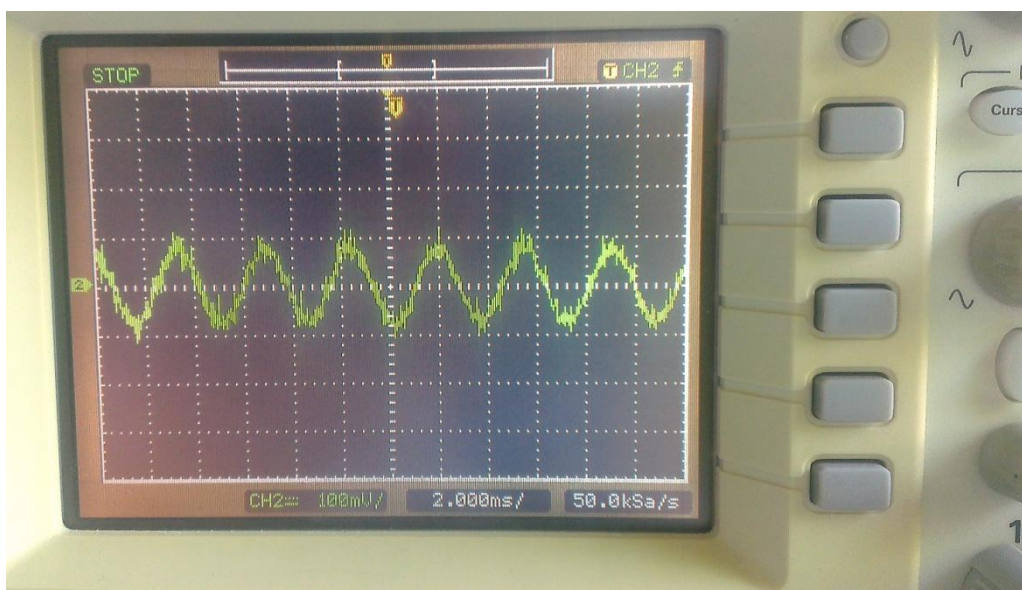
Ilustración 67 Foto del PCB completo



CAPÍTULO 6: RESULTADOS

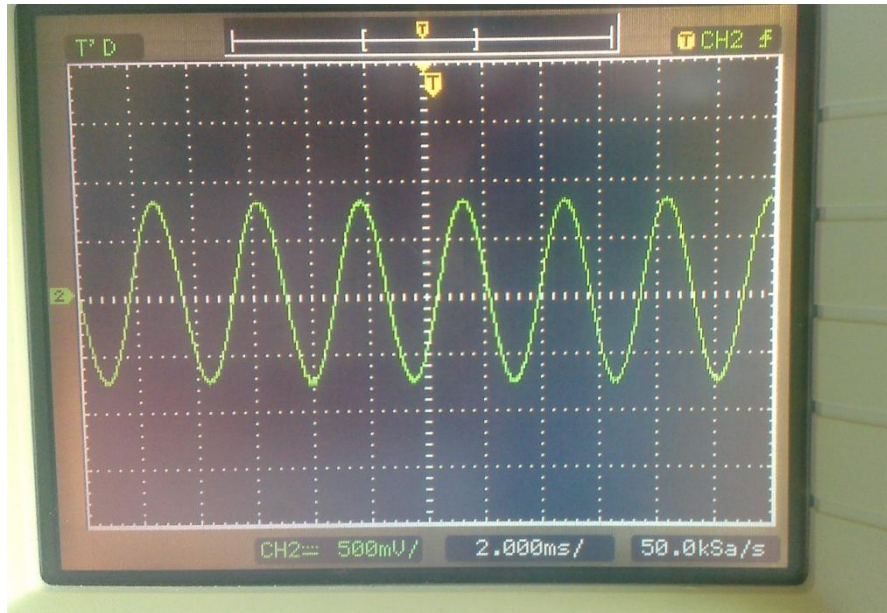
Tras el montaje del PCB y los componentes los resultados obtenidos en el laboratorio fueron los siguientes. Se probó primero la PCB con una señal senoidal de entrada puesto que de esa forma es más sencillo comprobar su funcionamiento y detectar posibles fallos.

La señal introducida al sistema fue la siguiente:



Vemos en la figura anterior, ruido introducido por el osciloscopio al visualizar la señal, al ser ésta bastante pequeña. Aún así comparada con la señal bioeléctrica es bastante mayor.

Tras la etapa de amplificación obtenemos lo siguiente:



Vemos que se ha amplificado la señal con una ganancia de 10. La salida del filtro Notch es la misma que la que teníamos a la salida del INA puesto que el filtro tiene ganancia unitaria y la frecuencia de la señal no está en las frecuencias que deben ser eliminadas. Se comprueba también que con una señal de 50 Hz no obtenemos salida.

A la salida del filtro pasabanda final con la ganancia seleccionada para el ECG vemos una salida saturada puesto que amplifica demasiado y los amplificadores no pueden darnos tensiones tan altas como deberían serlo.

Probamos ahora a colocarnos los 3 electrodos introduciendo así una señal cardíaca.

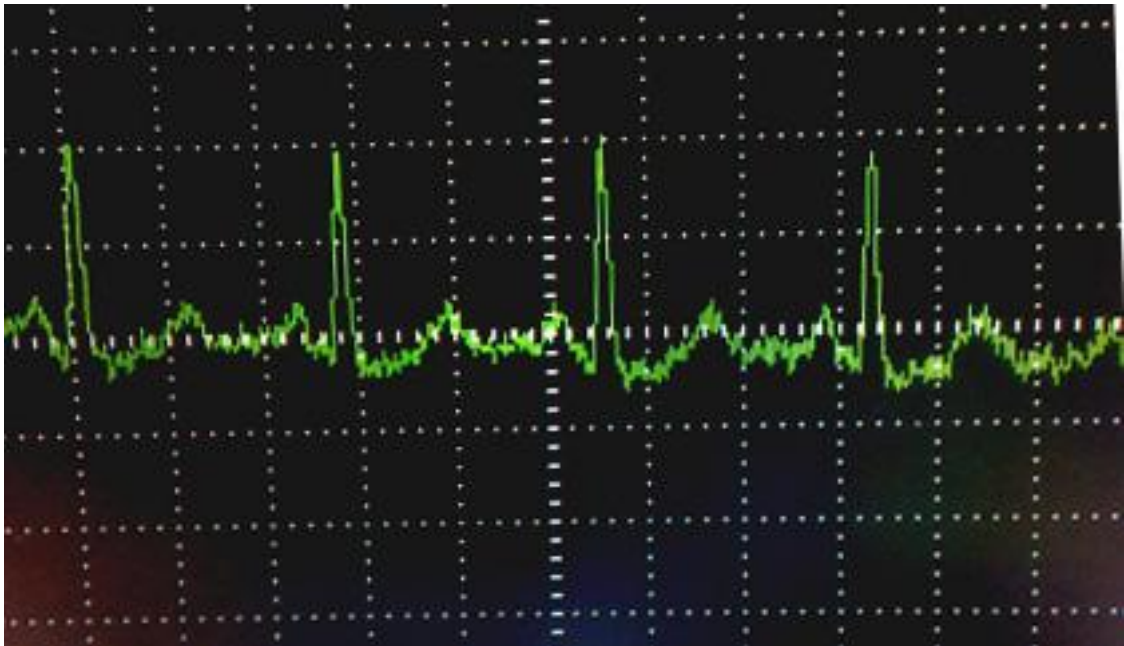


Ilustración 68 Señal de salida del ECG en un osciloscopio

Podemos distinguir en esta imagen las distintas partes de la onda ECG.

Probamos ahora la parte de adquisición de datos:



Ilustración 69 Pruebas con el ADC

Se ha probado conectando el CAD a una fuente de tensión continua, variando manualmente esa tensión podíamos observarlo en el programa diseñado.

CAPÍTULO 7: CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

1. La señal que se desea medir y observar presenta importantes dificultades. Es una señal de muy pequeño valor lo que nos lleva a necesitar una gran amplificación, requiriendo esto un esfuerzo mayor. Además de esto, la señal se presenta con un modo común muy alto del que necesitaremos prescindir, convirtiéndose así el modo común en la principal cuestión a tener en cuenta en la amplificación de la señal.
2. En cuanto a las interferencias la de mayor importancia en sistemas de este tipo es el acoplamiento de la red por tanto se tendrá especial atención al apantallado de los cables y al filtrado óptimo de frecuencias de red indeseadas.
3. En cuanto a la conversión analógico-digital la modulación sigma-delta nos ha permitido de forma sencilla y de manera muy flexible (gracias a las opciones de configuración que nos ofrece el chip elegido) obtener los datos de forma digital puesto que nos permite convertir datos tanto positivos como negativos teniendo solo alimentación positiva.
4. La visualización y el guardado de datos se ha realizado mediante un lenguaje de alto nivel y orientado a objetos como es el BASIC. Realizarlo de esta forma nos permite la posibilidad de que el programa sea utilizado por un usuario sin conocimientos previos, solo informáticos básicos y que este programa sea fácil de llevar a otros PCs puesto que no requiere de instalación al bastar con un ejecutable. Los datos pueden ser guardados en una hoja de textos puesto que así pueden ser exportados a otro tipo de formatos.

De esta forma se ha realizado un canal de instrumentación completo desde el sensado hasta la visualización de los datos. Al querer hacer este sistema completo se han dejado de lado medidas que podrían ser realizadas en un futuro para mejorar el funcionamiento del sistema. Dichas medidas podrían ser mejorar la robustez de la

placa puesto que el PCB ha resultado bastante delicado, la puesta a tierra, el desacople o apantallamiento de los circuitos. Además y puesto que convertimos los datos, se podrían implementar filtros digitales para mejorar la visualización de la señal.

CAPÍTULO 8: BIBLIOGRAFÍA

- [1] L. Cromwell, F. J. Weibell, E. A. Pfeiffer, L. B. Usselman. (1980) *Instrumentación y medidas biomédicas*, Marcombo Boixareu editores, España.
- [2] R. S. Khandpur. (2005) *Biomedical Instrumentation. Technology and applications*. McGraw-Hill, New York
- [3] Marttin Oliveri (2004): "Elementos de diseño de circuitos de Amplificación del ECG", XII seminario de ingeniería biomédica, facultades medicina de ingeniería, universidad de la república, Montevideo, Uruguay, 9º semestre, 2004.
- [4] Carlos A. Alva, Wilfredo Reaño, Joel O. Castillo, (2011) "Diseño y Construcción de un Electrocardiógrafo de bajo costo"
- [5] J. M. Ferrero, BIOELECTRÓNICA: Señales Bioeléctricas. España: Universidad Politécnica de Valencia, 1994.
- [6] E. J. D. Bronzino, The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. Boca Ratón: CRS Press LLC, 2000.
- [7] D. S. Bernhard Fuchs, Sven Vogel, "Universal application-specific integrated circuit for bioelectric data acquisition." Medical Engineering and Physics, no. 695-701, July 2002.
- [8] T. V. Roon, "Operational amplifiers," <http://www.sentex.ca/~mec1995/gadgets/741/741.html>, August 2005.
- [9] Differential amplifier," <http://www.answers.com/main/ntquery;jsessionid=abmid2rc6rp91?method=4&dsname=Wikipedia+Images&dekey=Differential+amplifier.png&gwp=8&sbiid=lc03b>

- [10] J. Karki, "Understanding operational amplifier specifications," Mixed Signal and Analog Operational Amplifiers. Digital Signal Processing Solutions, no. White Paper: SLOA011, April 1998. [Online]. Available: <http://focus.ti.com/lit/an/sloa011/sloa011.pdf>
- [11] Cristian Vidal Silva, Valeska Gatica Rojas, "Diseño e implementación de un sistema electrocardiográfico digital" Revista Facultad Ingeniería de la Universidad de Antioquia N.º 55 pp. 99-107. Septiembre, 2010
<http://ingenieria.udea.edu.co/grupos/revista/revistas/nro055/Articulo%2010.pdf>
- [12] <http://gama.fime.uanl.mx/~mplatas/temas/tema12.pdf>
- [13] Diana Carolina Godoy León "Diseño y Construcción de una Plataforma de Telemedicina para el monitoreo de Bioseñales"
- [14] Driven-Right-Leg Circuit design Bruce B Winter, John G Webster IEEE transaction on biomedical engineering Vol BME-30 No 1, January 1983
- [15] <http://www.ti.com/lit/an/sbaa188/sbaa188.pdf>
- [16] <http://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma>
- [17] Medidas e instrumentación. Lección de la universidad nacional de Colombia. <http://www.virtual.unal.edu.co/cursos/sedes/manizales/4040003/lecciones/cap5lecc7.htm>
- [18] Pedro Maldonado y Ennio Vivaldi (2009) "Computadores en investigación biomédica II: Control experimental, adquisición y almacenaje de datos" Revista médica Chile v.129 n.9 Santiago
- [19] canalvisualbasic.net
- [20] Matthias Franke, Manual de aprendizaje Visual Basic, marcombo Boixareu editores 1996
- [21] Javier García de Jalón, José Ignacio Rodríguez, Alfonso Brazález" Aprenda Visual Basic 6.0" Universidad de Navarra, escuela superior de ingenieros industriales de San Sebastián.
- [22] <http://www.i2c-bus.org/typical-i2c-bus-setup/>
- [23] <http://www.quadruino.com/guia-2/sensores/protocolo-i2c-twi>
- [24] Steven W. Smith (1997) "The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing" Capítulo 3, California Technical Publishing.

[25] Juan José Fernández de la Rosa, "Instrumentación electrónica" Universidad de Cádiz

<http://www2.uca.es/grup->

[invest/instrument_electro/ppjjgdr/Electronics_Instrum/Electronics_Instrum_Files/temas/T6_interfe.PDF](http://www2.uca.es/grup-invest/instrument_electro/ppjjgdr/Electronics_Instrum/Electronics_Instrum_Files/temas/T6_interfe.PDF)

[26] Juan José Fernández de la Rosa, Instituto de microelectrónica de Sevilla, Convertidores A/D de sobremuestreo usando técnicas de modulación Sigma-Delta, capítulo 1

http://www2.imse-cnm.csic.es/elec_esi/assignat/LME/pdf/temas/chapter1.pdf

[27] <http://arduino.cc/es/Tutorial/HomePage>

[28] C. Kitchen and L. Counts, "The right way to use instrumentation amplifiers," September 2005. [Online]. Available: <http://www.edn.com>

[29] "Information for medical applications," 2004. [Online]. Available: <http://focus.ti.com/pdfs/vf/medeq/informationformedicalapplications.pdf>

ANEXOS

1.- CÓDIGO DE ARDUINO

```
//Programación del conversor analogico digital MCP3421
```

```
#include <Wire.h> //librería para el uso de la comunicación I2C
```

```
#define TRUE 1
```

```
#define FALSE 0
```

```
//declaración de variables
```

```
byte address, Lo, Mi, Config;
```

```
long ADVal;
```

```
int conf, i;
```

```
float V;
```

```
void setup()
```

```
{
```

```
Serial.begin(9600); //Inicio de la comunicación serie a 9600 baudios
Wire.begin();      //se permite el inicio de la comunicación I2C
delay(500);
Serial.println(">>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>"); // Vemos en el puerto serie que va a
                                                    empezar el programa
}

void loop()
{
    while(1)
    {
        address = 0x68 ; //dirección del MCP3421 se le puede cambiar dependiendo del estado
                           logico de los pines ADR0 ADR1
        Wire.beginTransaction(address);

        conf=10010000; //byte de configuración del MCP3421
        Wire.write(conf);
        Wire.endTransmission();

        delay(100);
        Wire.requestFrom((int)address, (int)3); //pedimos al chip el numero de bytes que nos
                                                  tiene que devolver, si hubieramos elegido la
                                                  conversión con 18 bits necesitaríamos un byte más

        //leemos los bytes y terminamos la comunicación
        Mi = Wire.read();
        Lo = Wire.read();
        Config = Wire.read();
        Wire.endTransmission();

        //convertimos a un solo byte el resultado de la conversión por eso ADVal es de tipo
        long
        ADVal=Mi;
        ADVal=ADVal*256+Lo;

        //convertimos el byte a niveles de tensión. Dependiendo del numero de bits de
        resolución esta conversión cambia.
        V=ADVal* 1e-3 ;

        //comunicamos el resultado vía puerto serie
        if (i==4) {
            Serial.print("DATA");
            Serial.print(";");
            Serial.print(V, DEC);
            Serial.println("");}

    }
}
```

2.- CÓDIGO VISUAL BASIC

'Código del formulario de introducción

```
Public Class Form2

    Private Sub btn_stop_Click(ByVal sender As System.Object, ByVal e As
System.EventArgs) Handles btn_stop.Click
        Me.Close()
    End Sub

    Private Sub btn_start_Click(ByVal sender As System.Object, ByVal e As
System.EventArgs) Handles btn_start.Click
        Form1.Show()
        Form1.Focus()
        Me.Hide()
    End Sub
End Class
```

'código del formulario principal

```
Option Explicit On
Imports System
Imports System.ComponentModel
Imports System.Threading
Imports System.Windows.Forms
Imports System.Timers
Imports Microsoft.VisualBasic
Imports System.Windows
Imports System.IO
```

```
Public Class Form1
```

'Declaración de variables

```
Dim i As Integer
Dim matriz(100000) As String
Dim V As Double
Dim InString As String
Dim data() As String
Dim time As Double
Dim filename As String
Dim p As String
Dim continua As Boolean
```

'programación al cargarse el programa principal

```
Private Sub Form1_Load(ByVal sender As System.Object, ByVal e As
System.EventArgs) Handles MyBase.Load
    btn_conect.Enabled = False
    filename = Format(Date.Today, "yyyy_mmmm_dd")
    CheckForIllegalCrossThreadCalls = False
    Tbx_filename.Text = String.Concat(filename, ".txt")

End Sub
```

'programación del evento "boton encontrar puertos. Busca los puertos serie disponibles y los muestra al usuario para que elija el adecuado. Si no hay ninguno disponible muestra un mensaje por pantalla"

```

Private Sub btn_port_Click(ByVal sender As System.Object, ByVal e As
System.EventArgs) Handles btn_port.Click
    cbx_port.Items.Clear()
    For Each PuertoDisponible As String In My.Computer.Ports.SerialPortNames
        cbx_port.Items.Add(PuertoDisponible)
    Next

    If cbx_port.Items.Count > 0 Then
        cbx_port.Text = cbx_port.Items(0)
        btn_conect.Enabled = True

    Else
        MessageBox.Show("ningun puerto encontrado")
        btn_conect.Enabled = False
        cbx_port.Items.Clear()
        cbx_port.Text = ""

    End If

End Sub

'Código para el evento clicar el botón conectar. Comienza la comunicación serie.
Private Sub btn_conect_Click(ByVal sender As System.Object, ByVal e As
System.EventArgs) Handles btn_conect.Click

    btn_stop.Enabled = True
    SerialPort.PortName = cbx_port.Text
    SerialPort.ReadTimeout = 2000
    SerialPort.WriteTimeout = 500
    SerialPort.Open()

    btn_conect.Enabled = False
    Check_save.Enabled = False

    i = 0

End Sub

'Código para la recepción de datos. Recibe los datos y los guarda en las
variables designadas para ello. Los representa según van llegando

Private Sub SerialPort_DataReceived(ByVal sender As Object, ByVal e As
System.IO.Ports.SerialDataReceivedEventArgs) Handles SerialPort.DataReceived

    InString = SerialPort.ReadLine
    SerialPort.DiscardInBuffer()
    incom_str1.Text = InString
    data = InString.Split(";")
    time = Val(Date.Now)

    If (data(0) = "DATA") Then
        V = Val(data(1))
        matriz(i) = String.Concat(data(1), (";"))
        i = i + 1
        incom_str1.Text = V
    End If

```

```

        Chart1.Series("ECG").Points.AddXY(i, V)

    End If

End Sub

'Código para gestionar el guardado de datos en un archivo externo

    Private Sub SaveToolStripMenuItem_Click(ByVal sender As System.Object, ByVal
e As System.EventArgs) Handles SaveToolStripMenuItem.Click
        SaveFileDialog1.Filter = "Text file|*.txt|CSV|*.csv|Tab|*.tab"
        SaveFileDialog1.Title = "Save aquired data"
        SaveFileDialog1.ShowDialog()

        Tbx_filename.Text = SaveFileDialog1.FileName
        filename = SaveFileDialog1.FileName

        File.WriteAllLines(filename, matriz)
End Sub

'Código para el autoguardado
    Private Sub Check_save_CheckedChanged(ByVal sender As System.Object, ByVal e
As System.EventArgs) Handles Check_save.CheckedChanged
        If Check_save.Checked = True Then
            gbx_save.Enabled = True
        Else
            gbx_save.Enabled = False
        End If

End Sub

Private Sub Borrar_graf()
    Chart1.Series("ECG").Points.Clear()

End Sub

'Código para la salida del programa
    Private Sub ExitToolStripMenuItem_Click(ByVal sender As System.Object, ByVal
e As System.EventArgs) Handles ExitToolStripMenuItem.Click
        Me.Close()
        Form2.Show()
End Sub

'Código para el evento imprimir
    Private Sub PrintToolStripMenuItem_Click(ByVal sender As System.Object, ByVal
e As System.EventArgs) Handles PrintToolStripMenuItem.Click
        PrintDialog1.ShowDialog()
End Sub

'código para la gestión de evento clicar boton de stop. Cierra el puerto serie y
borra el gráfico
    Private Sub btn_stop_Click(ByVal sender As System.Object, ByVal e As
System.EventArgs) Handles btn_stop.Click
        Borrar_graf()
        Check_save.Enabled = True
        btn_conect.Enabled = True

        SerialPort.Close()
        If Check_save.Checked = True Then
            File.WriteAllLines(filename, matriz)
            MessageBox.Show("datos guardados")

```



```
End If  
End Sub
```

```
End Class
```

3.- PRÁCTICAS

Durante la realización de este proyecto se ayudó a realizar los guiones y los circuitos de las prácticas de la asignatura 'Sistemas de adquisición e interfaz' del Grado de Ingeniería en tecnologías de telecomunicación. Se presenta a continuación el guión de dicha práctica:

GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS DE TELECOMUNICACIÓN



PRÁCTICA 3

Medida de biopotenciales ECG

CMRR y protección contra interferencias y ruido

Javier Goicoechea
Ana Goicoechea
Miguel Hernáez
Francisco J. Arregui
Curso 2013-2014

Introducción

El objetivo de esta práctica es familiarizarse con los problemas más importantes que dificultan la adquisición de señales biométricas, como es la del electrocardiograma (ECG). Los sistemas de instrumentación biométricos son de vital importancia ya que permiten la observación con fines diagnósticos o terapéuticos de la actividad vital del paciente. Una instrumentación fiable, rápida y mínimamente invasiva dará más y mejor información a los equipos médicos para tratar correctamente a los pacientes.

Dentro del esquema que se ha seguido en este curso, la medida de potenciales biométricos requerirá de una aproximación similar a la de los sensores generadores, sólo que en este caso es la actividad del propio cuerpo humano la que genera las señales que deseamos medir sin la necesidad de contar con ningún sensor ni transductor. Sin embargo hay ciertas circunstancias que hacen ligeramente especiales los sistemas de instrumentación electrónica para la medida de potenciales eléctricos de origen biométrico, como es el caso de las señales ECG.

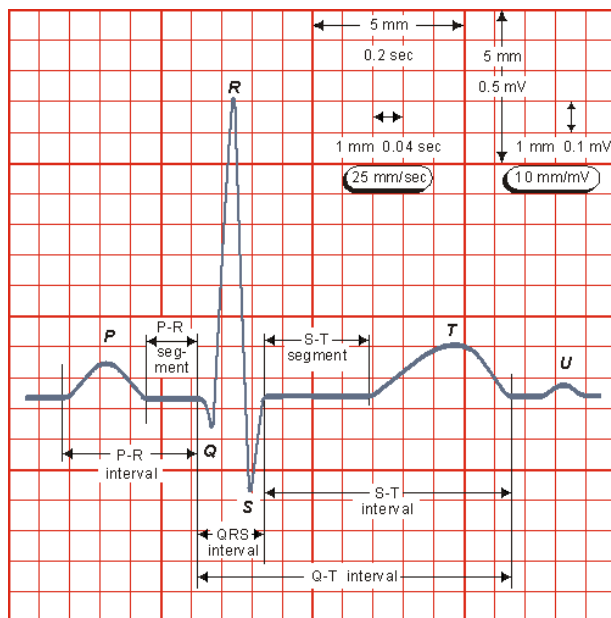
Como es bien conocido, el cuerpo mantiene el control de su actividad (sea voluntaria o no) mediante impulsos eléctricos. Estos impulsos transportan órdenes, sirven para elaborar pensamientos, y además sirve para actuar sobre los músculos. Por ejemplo, en una medida de electroencefalografía (EEG) el objetivo de registrar la actividad eléctrica del cerebro mediante la medida de su actividad eléctrica. En la electrocardiografía (ECG) el objetivo es observar el funcionamiento del corazón. El corazón en el ejercicio de su actividad muscular genera corrientes a través de los músculos, y como consecuencia aparecen pequeñísimas diferencias de potencial entre distintos puntos del cuerpo. Estas diferencias de potencial fruto de la actividad cardíaca se pueden medir a nivel cutáneo mediante el uso de unos electrodos que se ponen en contacto con la piel. Sin embargo, uno de los principales problemas de este tipo de señales es que habitualmente son muy pequeñas en intensidad, y se requerirá un buen sistema de amplificación para convertirlas en señales útiles.

En el siguiente apartado se desgranarán los principales problemas del sistema de medida ECG, y como consecuencia de estos problemas se plantearán los principales bloques de un sistema de medida ECG.

Descripción del circuito de medida ECG

2.1. La señal ECG

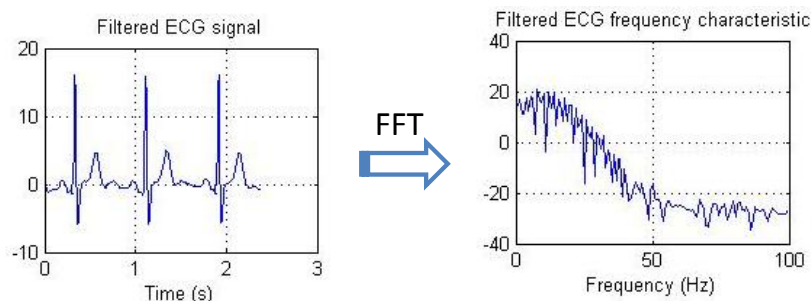
Tal y como se ha comentado en la introducción el sistema electrónico necesario para adquirir correctamente la señal ECG es básicamente un buen circuito amplificador diferencial. El origen de la señal eléctrica es la contracción y relajación de las fibras musculares del corazón, y la magnitud de estas diferencias de potencial de origen biométrico no suele superar 1mV de amplitud en el máximo (pico R). El resto de la onda se encuentra típicamente por debajo de los 0,3mV. Es por éste motivo que la idea más directa consistiría en un amplificador diferencial con una ganancia de aproximadamente 60dB para poder convertir el potencial ECG en una señal fácilmente adquirible de 1V (por ejemplo utilizando un conversor analógico-digital).



Forma típica de una señal ECG. Como se puede ver, la magnitud típica del pico R es de en torno a 1mV, mientras que el resto de la onda no supera los 0,3mV.

Si bien ya conocemos la magnitud esperada de la señal ECG, lo siguiente que deberemos conocer es su ancho de banda. Es bien conocido que las frecuencias

cardíacas normales pueden variar bastante, se suelen considerar normales valores como 60-75 pulsaciones por minuto cuando el paciente está en reposo, pudiendo llegar fácilmente a las 180-200 pulsaciones por minuto durante la actividad física intensa. Cuando la frecuencia cardíaca alcanza valores anormalmente bajos se dice que el paciente sufre de braquicardia, y cuando la frecuencia cardíaca es anormalmente elevada recibe el nombre de taquicardia. Una onda senoidal pura de 200 pulsaciones por minuto equivale a un tono puro de 3.33Hz, así que como podemos ver la componente del ritmo cardíaco tiene una componente frecuencial bastante baja.



Distribución frecuencial de potencia de la señal ECG que se muestra a la izquierda. Se puede observar como la mayor parte de la información está contenida en la banda 0-40Hz.

Sin embargo si se observa la onda ECG, se puede ver que su forma dista mucho de una senoidal perfecta, con lo que su distribución frecuencial será mucho más variada. Por ejemplo, los flancos de subida y bajada del complejo Q-R-S tiene componentes de frecuencia que alcanzan fácilmente los 40Hz. Por este motivo, si nuestro sistema de instrumentación no deja pasar bien la banda de 0-40Hz, o bien introduce para esas frecuencias un nivel significativo de tensión debida al modo común, estaremos distorsionando la forma de la señal ECG. Esto es altamente indeseable ya que de cómo sea esta forma, de sus intervalos, y la intensidad de cada pico, se extrae mucha información diagnóstica acerca de cómo el corazón desarrolla su actividad, lo que es vital de cara a diagnosticar alguna patología.

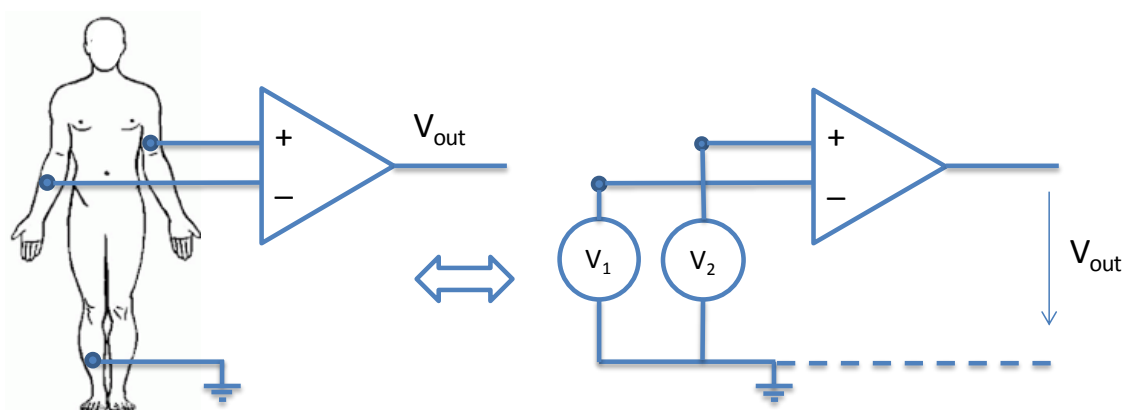
2.2. Razón de Rechazo al Modo Común

Como ya hemos estudiado los amplificadores diferenciales ideales sólo tienen ganancia diferencial. Pero también conocemos que estos amplificadores no existen, y que aunque sea mínima, todos tienen cierta ganancia de modo común además de la

diferencial. Esto produce un efecto indeseable, que es que la tensión de salida del circuito amplificador no varía únicamente debido a la diferencia de las tensiones de entrada, sino que además lo hace como fruto de la tensión de modo común.

Esto es un verdadero problema ya que en las señales ECG la información de la actividad del corazón está codificada únicamente en la diferencia entre dos puntos de la piel del paciente (en este caso entre los brazos). Como estamos interesados en que la salida del amplificador varíe únicamente debido a la actividad del corazón, cualquier otra variación será considerada un ruido (si es interna al sistema de instrumentación) o una interferencia (si proviene del entorno). En cualquier caso se deberá evitar ésto ya que a la salida del amplificador las señales no deseadas enmascararían la información de la actividad cardíaca.

Si bien la información de la actividad cardíaca está codificada como la diferencia de tensiones entre los brazos del paciente, el valor absoluto de la tensión en el cuerpo de una persona puede tener variaciones aleatorias de varios centenares de milivoltios, pudiendo incluso llegar al voltio de magnitud. Esta tensión que es común a ambos electrodos, puede hacer variar significativamente la salida del amplificador si no se emplea el sistema electrónico adecuado.



Idea inicial del sistema de instrumentación

Tras unas cuentas rápidas vemos que si bien necesitamos unos 60dB de ganancia diferencial (que tampoco parece irrealizable con un sencillo amplificador operacional), necesitaremos que nuestra tensión en modo común no introduzca ninguna variación apreciable en nuestra tensión de salida. Vemos que teniendo variaciones de hasta 1V

en el modo común necesitaremos una ganancia en modo común de -60dB si queremos que tenga un efecto de menos de 1mV en la tensión de salida. Esto implica que si queremos que la señal tenga una buena calidad se requerirán razones de rechazo al modo común de en torno a los 120dB. Estos niveles de CMRR son únicamente alcanzables mediante el uso de amplificadores de instrumentación. Ahora bien; ¿qué amplificador será el más adecuado?.

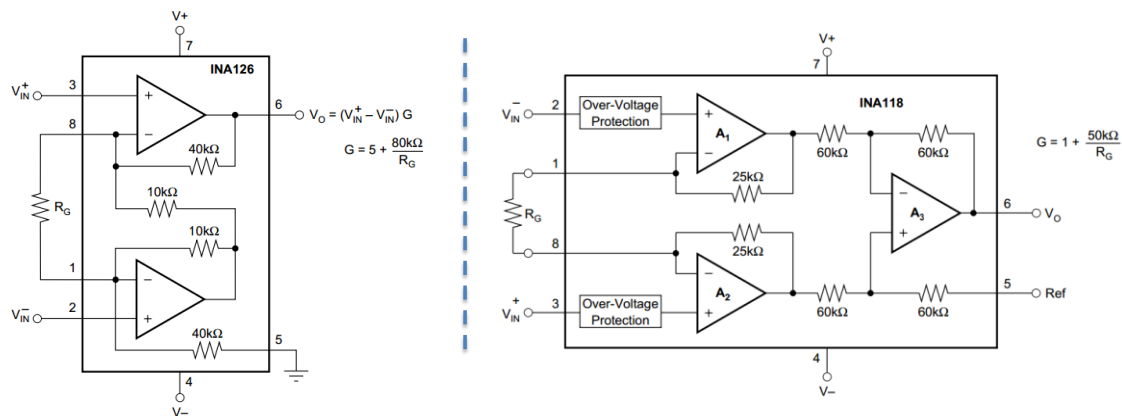


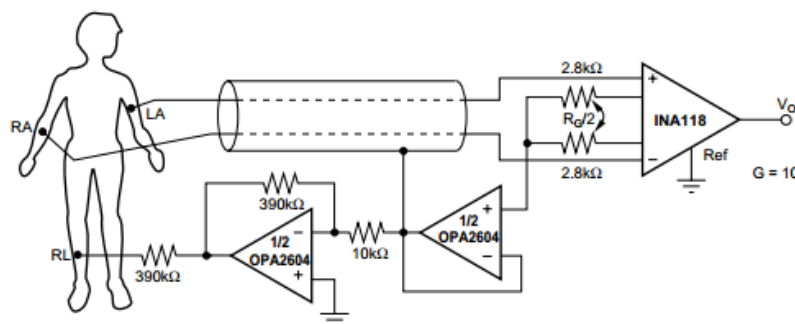
Figura. Esquema interno de los dos amplificadores de instrumentación que se usarán en esta práctica. Al a izquierda el INA126 (Burr-Brown) y a la derecha el INA118 (Texas Instruments)

En esta práctica trataremos de escoger entre un AI de dos amplificadores operacionales (INA126) o un montaje de tres amplificadores operacionales (INA118). Para esta elección es vital asegurarse no sólo que el CMRR tenga un valor elevado, sino que este valor elevado se mantenga dentro de la banda de frecuencias en la que se encuentra la información:

Como se puede ver en la figura anterior, es necesario tomar una referencia de tensión del cuerpo del paciente para saber respecto de qué valor de masa se referencia la salida del amplificador de instrumentación. En función de dónde se tome este punto de referencia la forma y la intensidad de los picos de la señal ECG cambiará significativamente. Como se ha mostrado en la figura anterior, lo normal es poner el electrodo de referencia en el tobillo de la pierna derecha o al menos en la parte inferior del tronco.

En casi la totalidad de los casos de los circuitos de medida de ECG que se pueden encontrar en la bibliografía cuentan con un sistema electrónico que recibe el nombre

de “Right Leg Drive” (RLD) o polarización en la pierna derecha. Este sistema se puede ver en la siguiente figura, donde se puede ver que se trata de restar una tensión al punto de referencia (tobillo derecho) que es una versión amplificada de la tensión en modo común. Este sistema RLD trata de minimizar la cantidad de tensión en modo común que contiene la señal de ECG antes de pasar por el amplificador de instrumentación y así evitar que esta señal en modo común se amplifique en absoluto y sea rechazada casi totalmente.



Esquema de instrumentación propuesto en las hojas de características del INA118 de Texas Instruments.

2.3. Interferencias y filtrado

Tras todo lo anterior, si montáramos el circuito sugerido en la figura anterior, esperaríamos tener una buena medida de la actividad cardiaca. Si lo hiciéramos nos llevaríamos la desagradable sorpresa de que al conectar la sonda del osciloscopio a la salida del amplificador de instrumentación se observa una señal llena de ruido, de la que es bastante complicado obtener ninguna información útil. Esto se debe a que nuestro cuerpo hace de antena para multitud de interferencias de alta frecuencia que se mezclan con la señal y la enmascaran.

Sin embargo, un análisis más exhaustivo de la señal ruidosa nos haría ver que una de las principales contribuciones de señales ruidosas es una senoidal casi perfecta de 50Hz. Se trata de uno de los grandes enemigos de los sistemas de instrumentación, que es el acoplamiento capacitivo de las tensiones de la red eléctrica. Entre los cables de la red eléctrica y nuestros sistemas electrónicos (y nuestro propio cuerpo) existen acoplamientos capacitivos, cuyas capacidades equivalentes son muy pequeñas, pero

que puede dar a pequeños acoplamientos de tensiones de 50Hz en los sistemas electrónicos vecinos. Estas interferencias se pueden minimizar mediante el uso de sistemas electrónicos con cajas metálicas puestas a tierra, y mediante el uso combinado de cables apantallados. Sin embargo posiblemente es el propio paciente la mayor fuente de interferencias capacitivas (y no se puede apantallar), así que la señal parásita de 50Hz se puede ver en la salida aunque se utilicen pantallas en el sistema.

De todos modos este acoplamiento tiene alguna ventaja. Nuestra principal arma es su forma senoidal con bajo contenido armónico. Esto hace que se pueda filtrar de forma sencilla mediante el uso de filtros supprime-banda de alto factor de calidad. Estos filtros suelen recibir el nombre de filtros Notch, y suelen consistir en una red R-C de segundo orden que posee una frecuencia de resonancia que hace que la señal sea suprimida, y fuera de resonancia la señal es respetada. El correcto dimensionamiento de este filtro Notch es crítico en un sistema de medida ECG ya que deseamos evitar el ruido a 50Hz, pero deseamos respetar las frecuencias próximas (casi hasta 40Hz) ya que si no, podríamos estar deformando la señal ECG que nos interesa medir.

Por último, la señal que se obtiene del amplificador suele tener un cierto nivel de continua. Este nivel de continua puede ser debido entre otras cosas a la tensión de offset del amplificador, que es un parámetro crítico debido al pequeño tamaño de la tensión diferencial que queremos amplificar. Una estrategia para deshacernos de este nivel de continua es corregir la tensión de offset mediante la realimentación del nivel de continua escalado en la patilla 5 del integrado del amplificador de instrumentación. Esto haría que la tensión no contuviera ningún nivel de continua. Sin embargo aquí estudiaremos el empleo de un filtro pasa-banda de primer orden, que bloquee el nivel de continua, y deje pasar una amplia banda de paso. La frecuencia de corte superior se establece de forma que no moleste en absoluto a la señal ECG, pero su uso es fundamental para evitar inestabilidades debidas al filtro pasa-alto que bloquea el nivel de continuo.

Ejercicios Propuestos

Es conveniente crear una hoja de cálculo en Excel para usar durante la práctica que calcule automáticamente los parámetros requeridos en cada apartado y represente

gráficamente en escala logarítmica el parámetro en cuestión (CMRR en el apartado a, ganancia y fase para el filtro pasa banda y ganancia para el filtro notch). Se tomarán en cada caso 10 valores en el rango de frecuencias especificado en cada apartado.

CMRR en los Amplificadores de Instrumentación.

Para esta parte de la práctica vamos a emplear dos amplificadores de instrumentación distintos: INA118 e INA126.

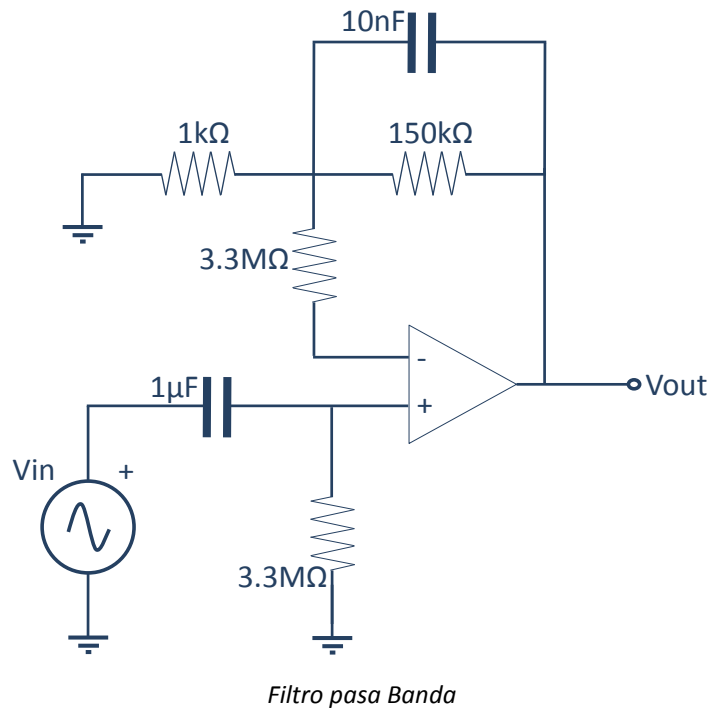
- Queremos ver la evolución del CMRR con la frecuencia en cada una de las dos configuraciones.
 - Para ello primero determinaremos la evolución de la ganancia diferencial para dos valores de R_g . (ganancias 10 y 100). Realizaremos el bode de amplitud de la ganancia diferencial. Adjuntar gráfica semilogarítmica. (También hacer con Excel)
 - Después se montará cada uno de los dos Als en forma que sólo se tenga la entrada en modo común y se tratará de determinar a partir de estos datos el valor del CMRR en decibelios.
 - Nota.- Se recomienda tomar al menos diez medidas de los datos con el osciloscopio, a diez valores de frecuencia distintos, teniendo en cuenta que en el bode la escala del eje de frecuencias es logarítmica. Se recomienda realizar los bodes desde 1Hz hasta 100kHz.
- Qué modelo de amplificador resultaría en tu opinión mejor para la aplicación de ECG? Explica por qué.

Protección frente a interferencias y ruido. Filtrado.

En esta parte de la práctica vamos a estudiar dos filtros distintos. En primer lugar un filtro pasa-banda con frecuencias de corte adaptadas al montaje ECG. En segundo lugar un filtro Notch para la eliminación de interferencias de la tensión de red a 50Hz. Para ambos montajes se emplearán amplificadores operacionales convencionales $\mu A741$

Filtro Pasa Banda

En el siguiente filtro se desea caracterizar su comportamiento en frecuencia. Para ello se pide dibujar su bode de amplitud y fase desde 1Hz hasta 1kHz. Toma al menos diez medidas, prestando especial atención a los puntos cercanos a las frecuencias de corte.

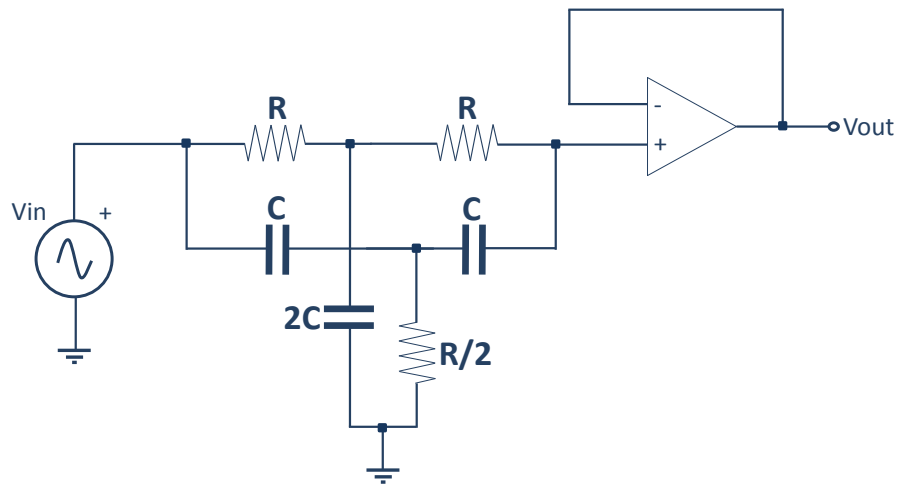


Cuestiones:

- Determina las frecuencias de corte alta y baja.
- ¿Cómo cambiarías la frecuencia de corte baja?
- ¿Por qué la resistencia entre la entrada no inversora y tierra es tan grande?
- ¿Qué papel juega la impedancia que se conecta a la entrada inversora?
- ¿Cómo cambiarías la ganancia de la banda de paso? ¿Puedes hacerlo sin modificar la frecuencia de corte alta?

Filtro Notch

En esta ocasión se verá un filtro Bloquea-Banda de alto factor de calidad. Para fijar la banda de rechazo en 50 Hz, usaremos $R=24\text{ K}\Omega$ y $C=100\text{ nF}$. Sólo contamos con resistencias de $12\text{ K}\Omega$ y condensadores de 100 nF , así que habrá que implementar los valores de R , $R/2$, C y $2C$ mediante conexiones en serie o paralelo de los elementos disponibles.



Filtro Notch

Cuestiones:

- Analizar el comportamiento general del filtro. Para ello, representar gráficamente el Bode en amplitud para frecuencias entre 1 Hz y 10 kHz. Tomar como mínimo 10 valores distribuidos de manera lógica, teniendo en cuenta que serán representados en escala logarítmica.
- ¿Serías capaz de calcular teóricamente los valores de C y R necesarios para centrar el máximo filtrado en la banda de 100 Hz?

4.- NORMATIVA DE AISLAMIENTO Y SEGURIDAD

Cuando se desea adquirir o diseñar un equipo biomédico, no sólo deben tenerse en cuenta especificaciones relacionadas con el objetivo de la medida a realizar, sino también que desde el punto de vista de la seguridad debe evitarse o minimizarse el peligro de descarga eléctrica o choque eléctrico por parte del paciente o del personal que pueda utilizarlo o entrar en contacto con él.

Las normas más aceptadas a nivel mundial son las expedidas por la Comisión Internacional Electrotécnica (CEI) y la norma más reciente que incluye mayor seguridad al considerar los más recientes adelantos tecnológicos se trata de la IEC 60364-7-710: 2002-11. En la que se clasifican los equipos

Existen varios organismos e instituciones que se dedican a establecer los niveles de seguridad y comprobar que estos se cumplan antes de homologarlos. Entre ellos:

- AENOR (Asociación Española de Normalización y Certificación)
- IEC (International Electrotechnical Commission)
- IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers)

Las siguientes son algunas de las normas que tiene relación con los equipos y procedimientos de los electrocardiógrafos:

Diseño de un canal de instrumentación completo ECG
Ana Goicoechea

Nombre de la norma	Expedida por	Año	Carácter	
			Nacional	Internacional
IEC 60601-1-1 (1988-12). Medical electrical equipment — part 1: general requirements for safety.	IEC ¹	1988		X
ANSI/AAMI EC12-1991. 1991. Disposable ECG electrodes. 3 rd edition.	ANSI/AAMI ²	1991		X
IEC 60601-1-am1 (1991-11). 1991. Medical electrical equipment — part 1: general requirements for safety. Amendment 1	IEC	1991		X
ANSI/AAMI EC11R-1991. 1991 (reaffirmed 2001). Diagnostic electrocardiographic devices.	ANSI/AAMI ¹	1991		X
IEC 60601-1-1 (1992-06). 1992. Medical electrical equipment — part 1: general requirements for safety. Collateral standard: safety requirements for medical electrical systems.	IEC	1992		X
IEC 60601-2-25 (1993-03). 1993. Medical electrical equipment-part 2: particular requirements for the safety of electrocardiographs.	IEC	1993		X
ANSI/AAMI EC53-RC01.1995. ECG cables and leadwires.	ANSI/AAMI ¹	1995		X
IEC 60601-1-1-am1 (1995-11). 1995. Medical electrical equipment — part 1: general requirements for safety. Section 1. Collateral standard: safety requirements for medical electrical systems. Amendment 1.	IEC	1995		X
IEC 60601-1-am2 (1995-03). 1995. Medical electrical equipment — part 1: general requirements for safety. Amendment 2.	IEC	1995		X
NOM-137-SSA1-1995. Información regulatoria-Especificaciones generales de etiquetado que deberán ostentar los dispositivos médicos, tanto de manufactura nacional como de procedencia extranjera.	SSA ³	1995	X	
IEC 60601-2-25-am1 (1999-05). 1999. Medical electrical equipment-part 2: particular requirements for the safety of electrocardiographs. Amendment 1.	IEC	1999		X
NOM-197-SSA1-2000. Que establece los requisitos mínimos de infraestructura y equipamiento de hospitales y consultorios de atención médica especializada.	SSA	2000	X	
IEC 60601-1-2 (2001-09). 2001. Medical electrical equipment — part 1: general requirements for safety. Section 2. Collateral standard:	IEC	2001		X

DISEÑO DE UN CANAL DE INSTRUMENTACIÓN COMPLETO APLICADO A UN ELECTROCARDIOGRAMA

Ana Goicoechea Fernández
Tutor: Javier Goicoechea Fernández

Ingeniería Industrial
Pamplona, 27 Junio 2014

ÍNDICE

- INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- ESTUDIO DE LOS SISTEMAS ANALÓGICOS
- ESTUDIO DE LOS SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

•INTRO. Y OBJETIVOS

- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

• ¿QUÉ PRETENDEMOS CONSEGUIR?

DISEÑO DE UN CANAL **COMPLETO** DE INSTRUMENTACIÓN



- DISEÑO DEL SENSADO
- DISEÑO DEL ACONDICIONAMIENTO
- DISEÑO DE LA ETAPA DE CONVERSIÓN ANALÓGICO-DIGITAL
- DISEÑO DEL SOFTWARE PARA EL CONTROL DE LA ADQUISICIÓN DE DATOS

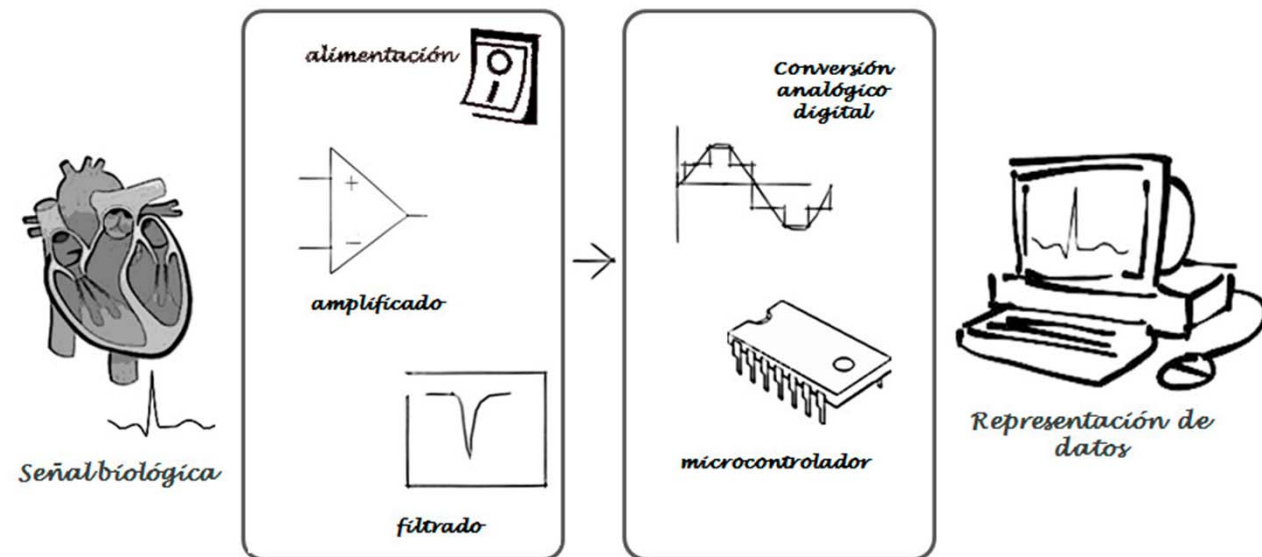
PROYECTO ORIENTADO A LA REALIZACIÓN DE LAS PRÁCTICAS DE LA ASIGNATURA “SISTEMAS DE ADQUISICIÓN E INTERFAZ”

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

• INTRO. Y OBJETIVOS

- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

• ESQUEMA DEL SISTEMA



ESTUDIO DEL SISTEMA ECG

- INTRO. Y OBJETIVOS

- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG

- SISTEMAS ANALÓGICOS

- SISTEMAS DIGITALES

- CONSTRUCCIÓN

- RESULTADOS

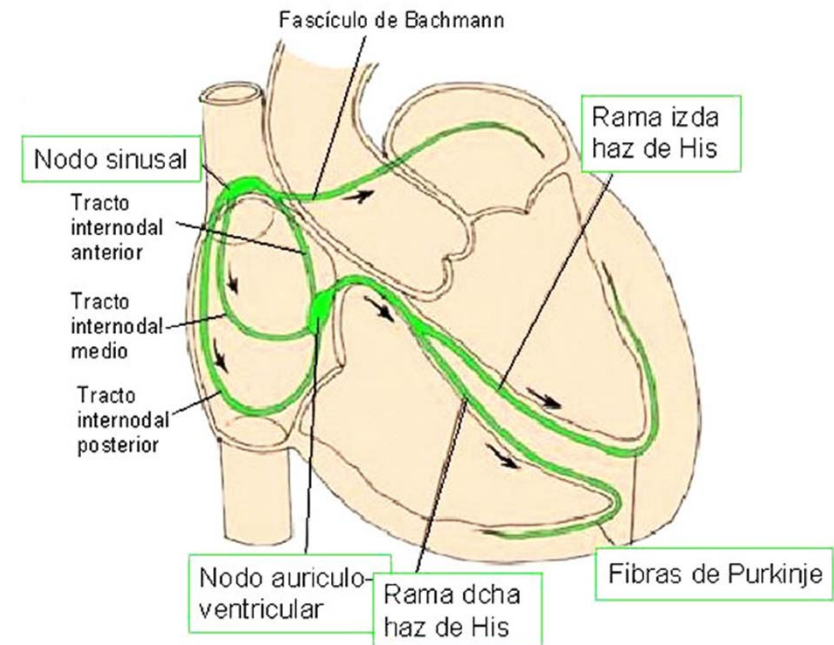
- CONCLUSIONES

- ¿QUÉ ES UN ELECTROCARDIOGRAMA?

Instrumento para el registro de la actividad eléctrica

- ¿CÓMO FUNCIONA EL CORAZÓN?

El corazón bombea al estimular el músculo cardíaco mediante un impulso eléctrico



ESTUDIO DEL SISTEMA ECG

- INTRO. Y OBJETIVOS

- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG

- SISTEMAS ANALÓGICOS

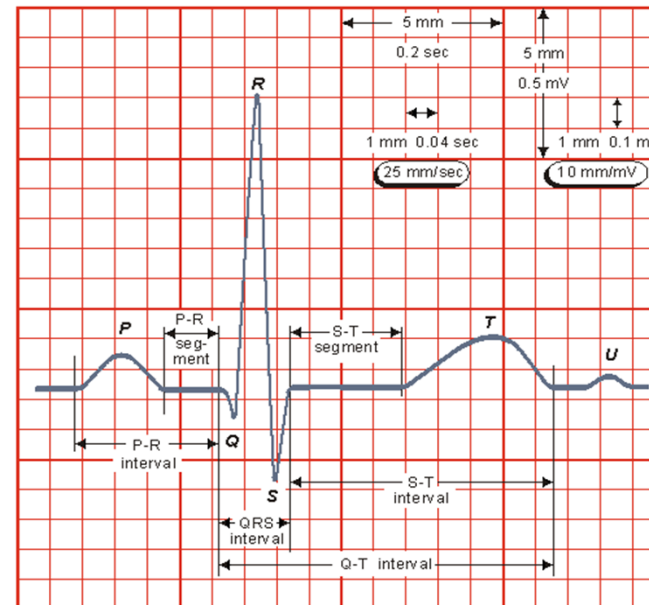
- SISTEMAS DIGITALES

- CONSTRUCCIÓN

- RESULTADOS

- CONCLUSIONES

¿CÓMO ES LA ONDA CARDÍACA?



Amplitud máxima: 160 mV en el pico R

Pulsaciones normales: 60-75 ppm en reposo hasta 180-200 con actividad física intensa

Componentes de frecuencia: hasta los 40 Hz

Ancho de banda recomendado: 0,05-150 Hz

12 derivaciones = posiciones de los electodos

ESTUDIO DEL SISTEMA ECG

- INTRO. Y OBJETIVOS

- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG

- SISTEMAS ANALÓGICOS

- SISTEMAS DIGITALES

- CONSTRUCCIÓN

- RESULTADOS

- CONCLUSIONES

¿QUÉ **RETOS** PRESENTA LA SEÑAL ECG?

- ALTO MODO COMÚN
- VALORES DE TENSIÓN MUY BAJOS
➡ NECESIDAD DE GRAN AMPLIFICACIÓN
- MUY SENSIBLE A MOVIMIENTOS DEL PACIENTE, RUIDOS E INTERFERENCIAS

ESTUDIO DE LOS SIST. ANALÓGICOS

•INTRO. Y OBJETIVOS

•ESTUDIO DEL SISTEMA
ECG

•SISTEMAS ANALÓGICOS

•SISTEMAS DIGITALES

•CONSTRUCCIÓN

•RESULTADOS

•CONCLUSIONES

• PARTES DE LA ETAPA ANALÓGICA

1. TRANSDUCTORES

2. CIRCUITO DE PRE AMPLIFICACIÓN

3. FILTRADO Y AMPLIFICACIÓN

TRANSDUCTORES

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
 - TRANSDUCTORES
 - PRE-AMPLIFICADO
 - FILTRADO
- SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

Transductor: Dispositivo capaz de transformar un tipo de energía en otra

POTENCIAL IÓNICO ↔ POTENCIAL ELÉCTRICO

La piel se comporta como una disolución electrolítica

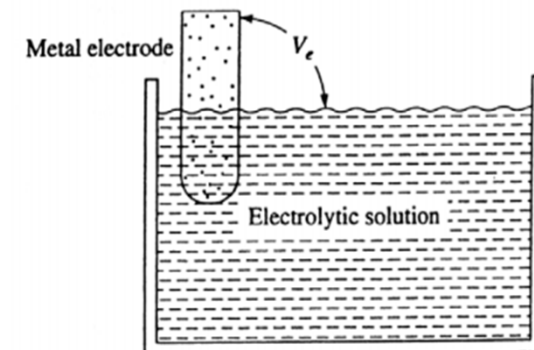
Intercambio iónico



Gradiente de carga



Potencial eléctrico



TRANSDUCTORES

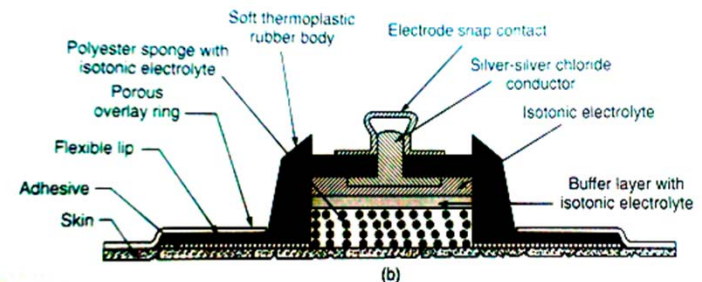
- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
 - TRANSDUCTORES
 - PRE-AMPLIFICADO
 - FILTRADO
- SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

¿Qué electrodos usamos?

ELECTRODOS SUPERFICIALES PREGELIFICADOS

MEJORA EL CONTACTO ELECTRODO-PIEL
REDUCE RUIDOS
BAJA IMPEDANCIA ELECTRODO-PIEL

METAL DEL ELECTRODO: PLATA-CLORURO DE PLATA



ETAPA DE PRE-AMPLIFICADO

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- **SISTEMAS ANALOGICOS**
 - TRANSDUCTORES
 - PRE-AMPLIFICADO
 - FILTRADO
- SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

¿POR QUÉ NECESITAMOS ESTA ETAPA?

Señal muy pequeña

Alto modo común

• AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

Alto rechazo al modo común

Tensiones de offset muy bajas

Ganancia lazo cerrado estable y ajustable

Bajo ruido, alto rechazo al rizado de la fuente de alimentación

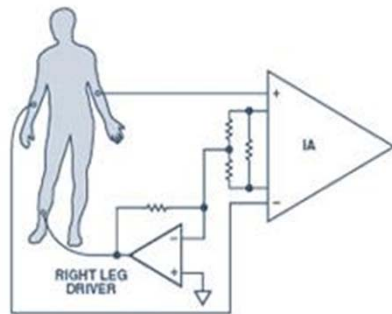
Alta impedancia de entrada y baja de salida

ETAPA DE PRE-AMPLIFICADO

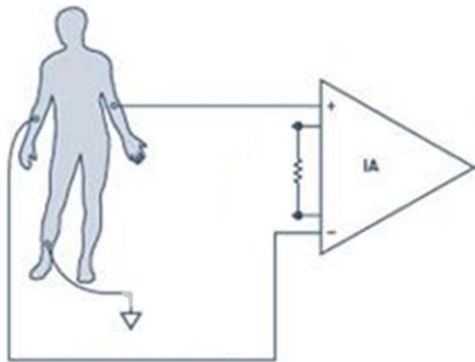
- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- **SISTEMAS ANALÓGICOS**
 - TRANSDUCTORES
 - PRE-AMPLIFICADO
 - FILTRADO
- SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

PROBLEMA CON EL MODO COMÚN

NUEVA ESTRATEGIA: CIRCUITO DE PIERNA DERECHA



Reducir el modo común
mediante la realimentación
por medio de un tercer
electrodo

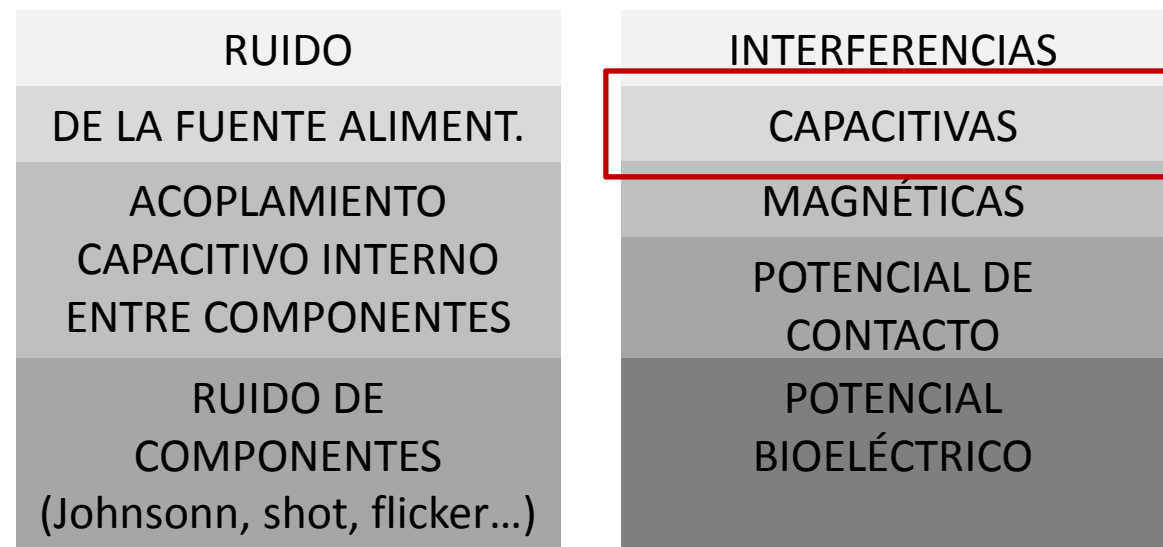


Mejora la seguridad del
paciente

ETAPA DE FILTRADO

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- **SISTEMAS ANALÓGICOS**
 - TRANSDUCTORES
 - PRE-AMPLIFICADO
 - **FILTRADO**
- SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

• ¿QUÉ NECESITAMOS FILTRAR? Ruidos e interferencias



ETAPA DE FILTRADO

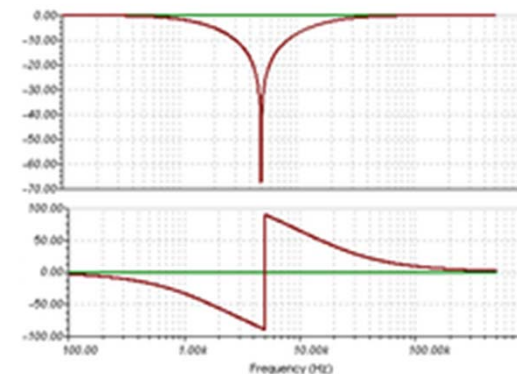
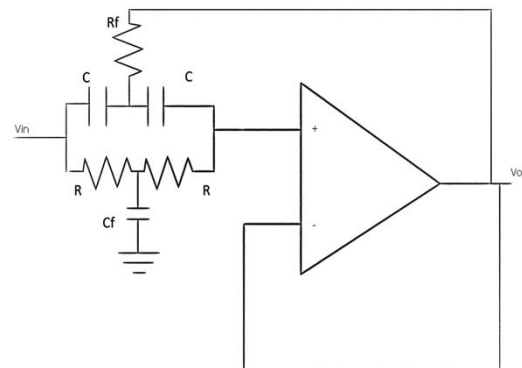
- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- **SISTEMAS ANALÓGICOS**
 - TRANSDUCTORES
 - PRE-AMPLIFICADO
 - FILTRADO
- SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

¿SOLUCIÓN?

Componentes de calidad disminuyen el ruido, electrodos limpios, colaboración del paciente, correcta colocación del cableado...

INTERFERENCIAS CAPACITIVAS CON LA RED

Filtro rechazo de banda o Notch



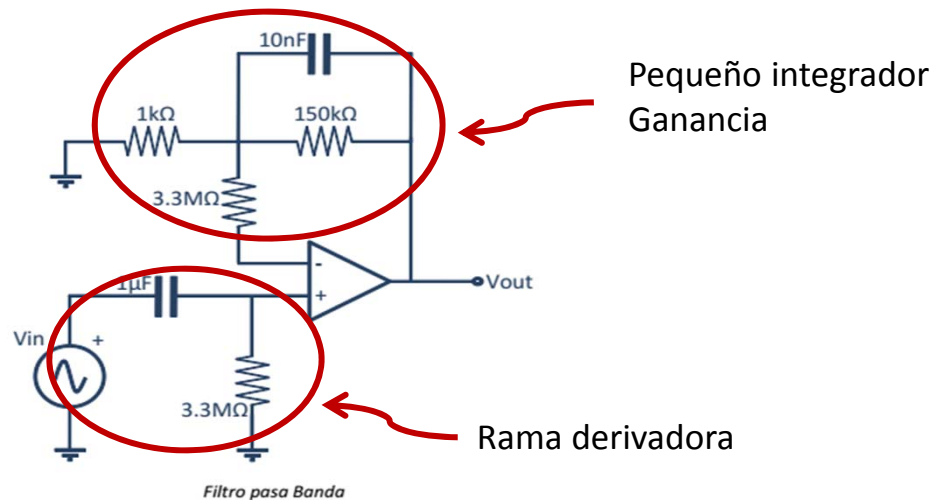
ETAPA DE FILTRADO

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- **SISTEMAS ANALÓGICOS**
 - TRANSDUCTORES
 - PRE-AMPLIFICADO
 - FILTRADO
- SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

NIVEL DE CONTINUA Y RUIDOS DE ALTA FRECUENCIA

Ancho de banda del circuito sugerido: 0.05 Hz- 150Hz
 Aumentamos la ganancia final del circuito

FILTRO PASA-BANDAS



ELECCIÓN DE LOS COMPONENTES

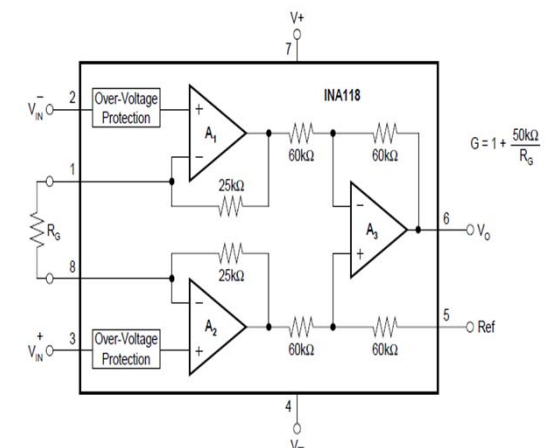
- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
 - TRANSDUCTORES
 - PRE-AMPLIFICADO
 - FILTRADO
- SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

AMPL. INSTRUMENTACIÓN

CMRR, consumo, precio...

INTEGRA DO	CMRR min a G=100 (dB)	CORRIENTE DE ALIMENTACI ÓN (mA)	PRECIO (€/ud)	OTRAS CARACTERÍSTICAS
INA114	115	3	8,61	Tensión offset máxima 50µV. Ancho de banda 10kHz a G=100
INA128	120	0.7	7,55	Tensión offset máxima 50µV. Ancho de banda 200kHz a G=100
INA110	106	3.3	10,70	Tensión offset máxima 500µV. Alta velocidad de respuesta Ancho de banda 450kHz a G=100
INA118	120	0.35	9,23	Tensión offset máxima 50µV. Ancho de banda 70kHz a G=100
INA121	106	0.45	5,60	Tensión offset máxima 200µV. Ancho de banda 50kHz a G=100 Alta precisión,
AD620	130	1.3	6,88	Ancho de banda 120kHz a G=100 Tensión offset máxima 50µV.
AD621	110	0.9		Tensión offset máxima 35µV. Ancho de banda 200kHz a G=100
AD8221	120	0.9		Tensión offset máxima 60µV. Ancho de banda 100kHz a G=100

INA118



ELECCIÓN DE LOS COMPONENTES

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- **SISTEMAS ANALÓGICOS**
 - **TRANSDUCTORES**
 - **PRE-AMPLIFICADO**
 - **FILTRADO**
- SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

AMPL. OPERACIONAL

Características dinámicas, bajo ruido, precio

Integrado	Voltaje de offset (μV)	Slew rate ($\text{V}/\mu\text{s}$)	Otras características	Precio (€)
OPA336	60	0.03	Ancho de banda 20 MHz Distorsión 0,0003% a 1kHz Ruido 40 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	2,028
OPA2604	1	25	Ancho de banda 20 MHz Distorsión 0,0003% a 1kHz Ruido 10 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	4,24
OPA 2350	0.15	22	Ancho de banda 38 MHz Distorsión 0,0006% a 1kHz Ruido 5 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	4,97
OPA 2694	0,7	1700	Ancho de banda 90 MHz Ruido 2,1 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	6,05

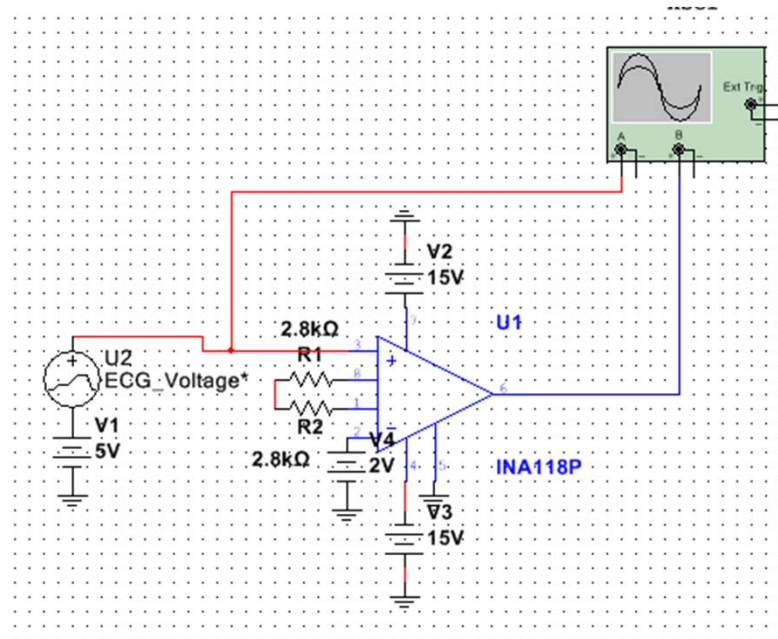
ESTUDIO DE LOS SIST. ANALÓGICOS

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

•SIMULACIONES

Simulaciones realizadas con el software NI Multisim 13.0

INA118



ESTUDIO DE LOS SIST. ANALÓGICOS

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

PRE AMPLIFICACIÓN

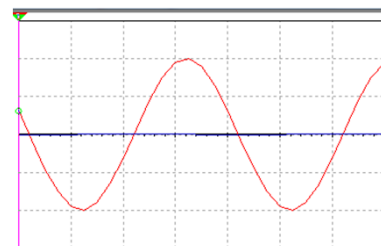
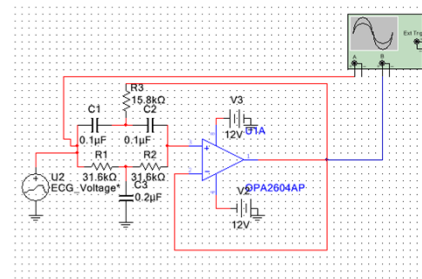


Entrada bioseñal con modo común con 5V de continua en cada entrada

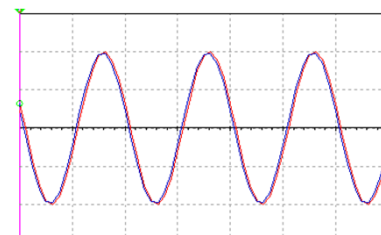
ESTUDIO DE LOS SIST. ANALÓGICOS

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

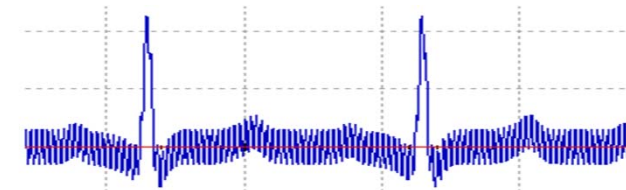
FILTRO NOTCH



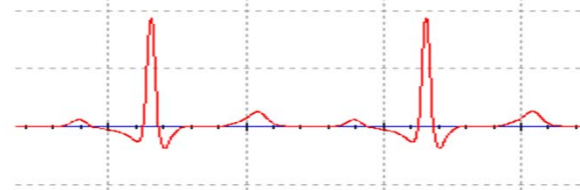
Entrada senoidal 50 Hz



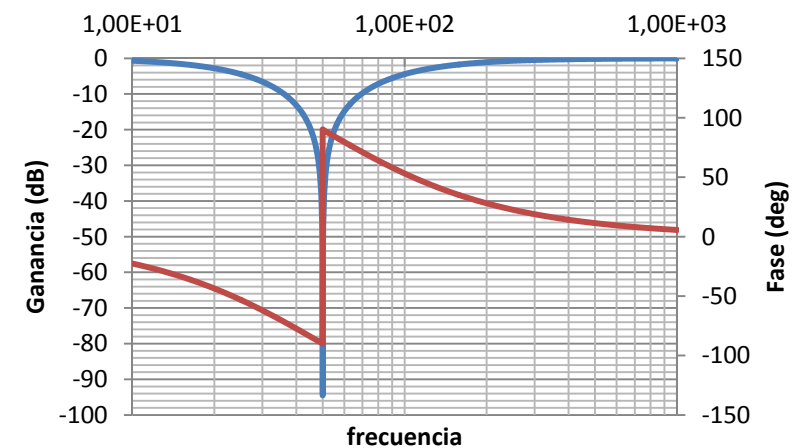
Entrada senoidal 1 kHz



Señal de entrada, ruido a 50 Hz 1mV/div



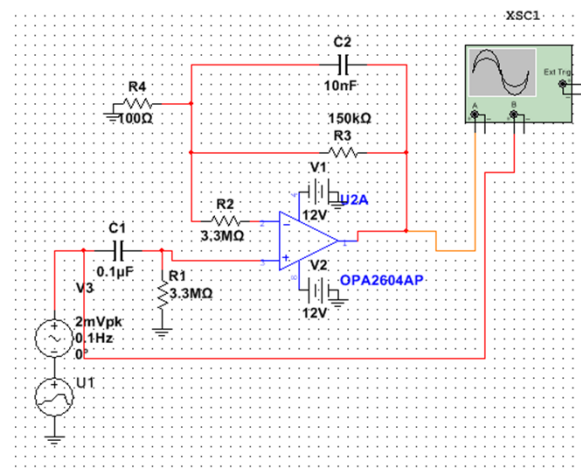
Señal de salida 1mV/div



ESTUDIO DE LOS SIST. ANALÓGICOS

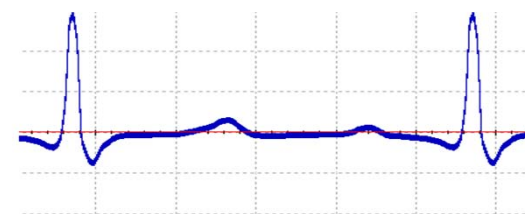
- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

FILTRO PASA-BANDAS

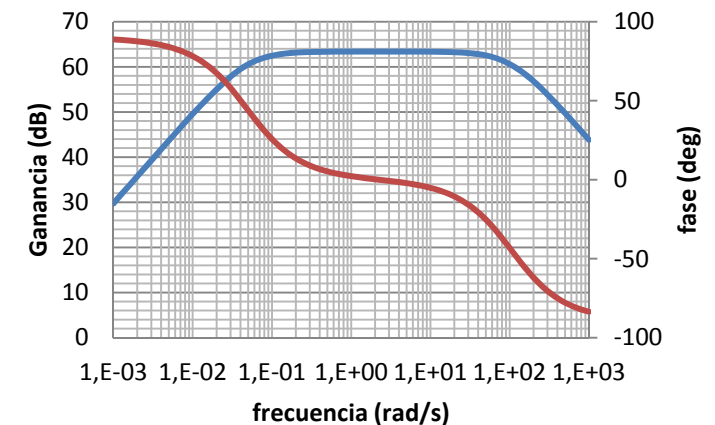


Entrada con nivel de continua de 1V

Ruido de alta frecuencia



Señal de salida, ruido 5kHz, 1V/div



ESTUDIO DE LOS SIST. DIGITALES

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
 - CAD
 - MICROCONTROLADOR
 - SOFTWARE
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

• PARTES DE LA ETAPA DIGITAL

1. CONVERSOR ANALÓGICO-DIGITAL
2. MICROCONTROLADOR
3. SOFTWARE DE CONTROL

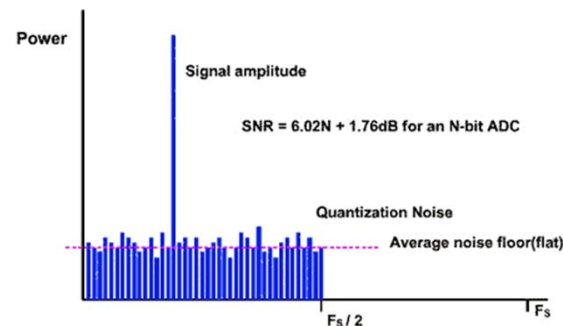
CONVERSOR ANALÓGICO-DIGITAL

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
 - CAD
 - MICROCONTROLADOR
 - SOFTWARE
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

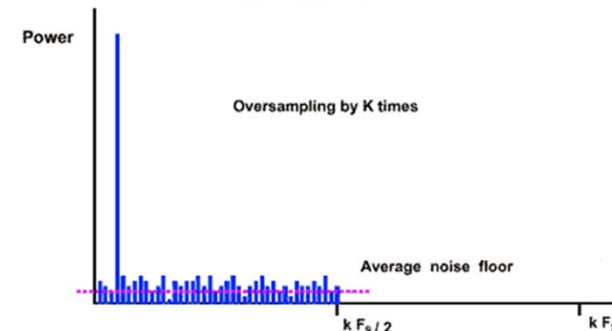
CONVERSOR AD: CONVERSIÓN SIGMA DELTA

SOBREMUESTREO

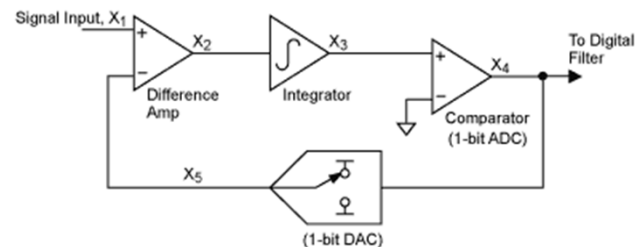
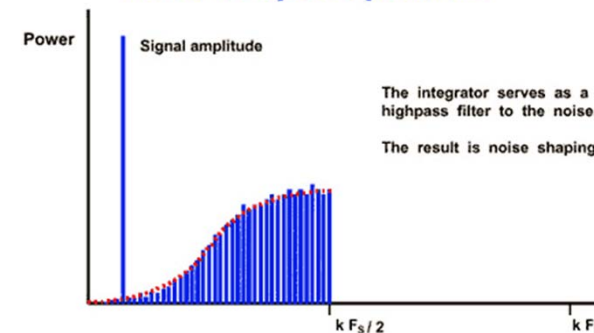
The Frequency Domain



Oversampling by K Times



Noise Shaped Spectrum



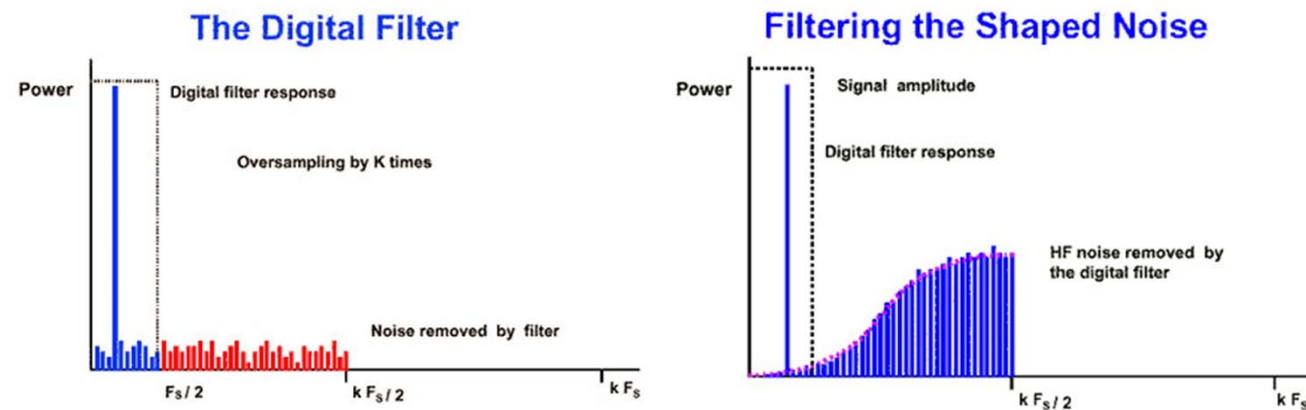
Imágenes obtenidas de Maxim Integrated

CONVERSOR ANALÓGICO-DIGITAL

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
 - CAD
 - MICROCONTROLADOR
 - SOFTWARE
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

CONVERSOR AD: CONVERSIÓN SIGMA DELTA

DIEZMADO



CONVERSOR ANALÓGICO-DIGITAL

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
 - CAD
 - MICROCONTROLADOR
 - SOFTWARE
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

VENTAJAS DE LA CONVERSIÓN SIGMA DELTA

Muy bajo ruido de cuantización, alta resolución

Bajo consumo

Tecnología sencilla y de bajo coste

No requiere filtros RC posteriores

Permite la conversión de señales positivas y negativas solo con una entrada unipolar

CONVERSOR ANALÓGICO-DIGITAL

•INTRO. Y OBJETIVOS

•ESTUDIO DEL SISTEMA ECG

•SISTEMAS ANALÓGICOS

•SISTEMAS DIGITALES

- CAD
- MICROCONTROLADOR
- SOFTWARE

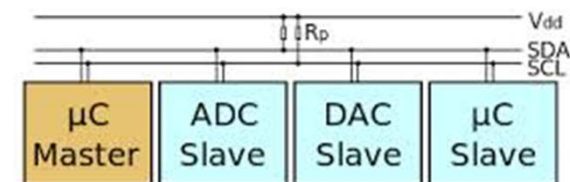
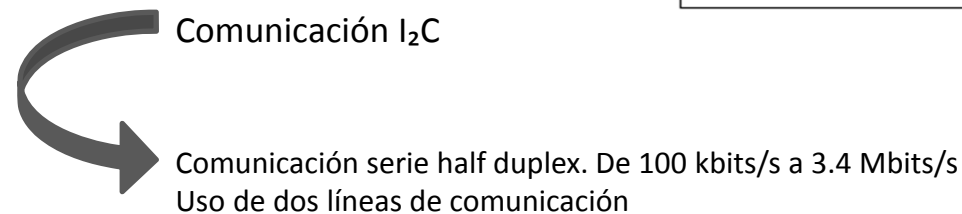
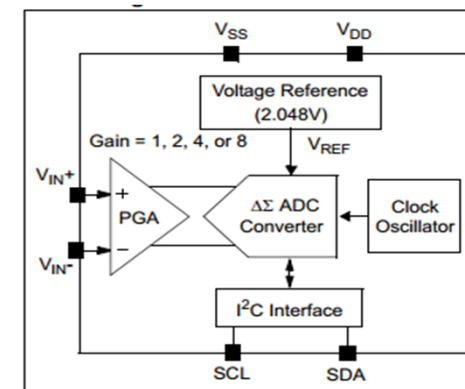
•CONSTRUCCIÓN

•RESULTADOS

•CONCLUSIONES

CHIP ELEGIDO: MCP3421 MICROCHIP

- 1 CANAL
- COMUNICACIÓN I²C
- RESOLUCIÓN 12,14,16 O 18 BITS
- OPCIÓN PRE-GANANCIA
- MÁXIMA Tensión 2.048V



MICROCONTROLADOR

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
 - CAD
 - MICROCONTROLADOR
 - SOFTWARE
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

MICROCONTROLADOR: ARDUINO

- Plataforma de hardware y software open source
- Placa que permite **conectar** sensores y actuadores



MICROCONTROLADOR

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
 - CAD
 - MICROCONTROLADOR
 - SOFTWARE
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

MICROCONTROLADOR: VENTAJAS ARDUINO

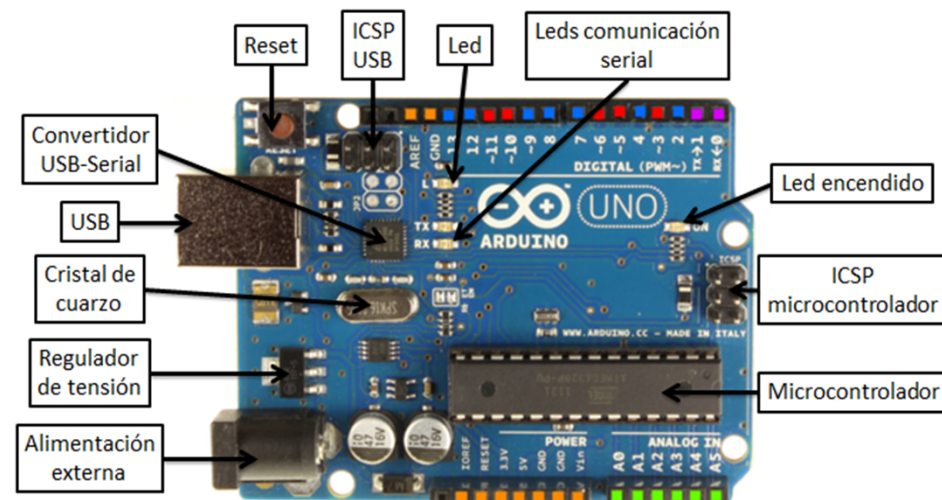
BARATO

POPULAR

VERSATIL

Pensando en futuras practicas

PARTES DE UNA PLACA



MICROCONTROLADOR

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
 - CAD
 - MICROCONTROLADOR
 - SOFTWARE
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

ENTORNO DE PROGRAMACIÓN ARDUINO

Pseudocódigo

Declaración de variables

Configuración de la placa

Bucle principal del programa

```
Blink | Arduino 1.0.1
Archivo  Editar  Sketch  Herramientas  Ayuda

Blink
int led = 13;

void setup() {
  pinMode(led, OUTPUT);
}

void loop() {
  digitalWrite(led, HIGH);
  delay(1000);
  digitalWrite(led, LOW);
  delay(1000);
}

Guardado Terminado.

1 Arduino Pro or Pro Mini (5V, 16 MHz) w/ ATmega328 on COM4
```

MICROCONTROLADOR

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
 - CAD
 - MICROCONTROLADOR
 - SOFTWARE
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

MICROCONTROLADOR ELEGIDO: **ARDUINO NANO v3.0**

- Procesador ATmega328
- 14 pines, 6 de los cuales para salida PWM
- 8 entradas analógicas
- Memoria flash de 32 KB de los cuales 2KB son usados por el bootloader
- Reducido tamaño



SOFTWARE DE CONTROL DE DATOS

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
 - CAD
 - MICROCONTROLADOR
 - SOFTWARE
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

SOFTWARE DE CONTROL DE DATOS: **VISUAL BASIC**

¿Qué es Visual Basic?

- PROGRAMACIÓN ORIENTADA A EVENTOS



PROGRAMA A LA ESPERA DEL USUARIO

- LENGUAJE DE ALTO NIVEL : BASIC

ENTORNO DE PROGRAMACIÓN:

- MODO DISEÑO
- MODO PROGRAMACIÓN

¿Por qué Visual Basic?

Visual Basic Express es freeware

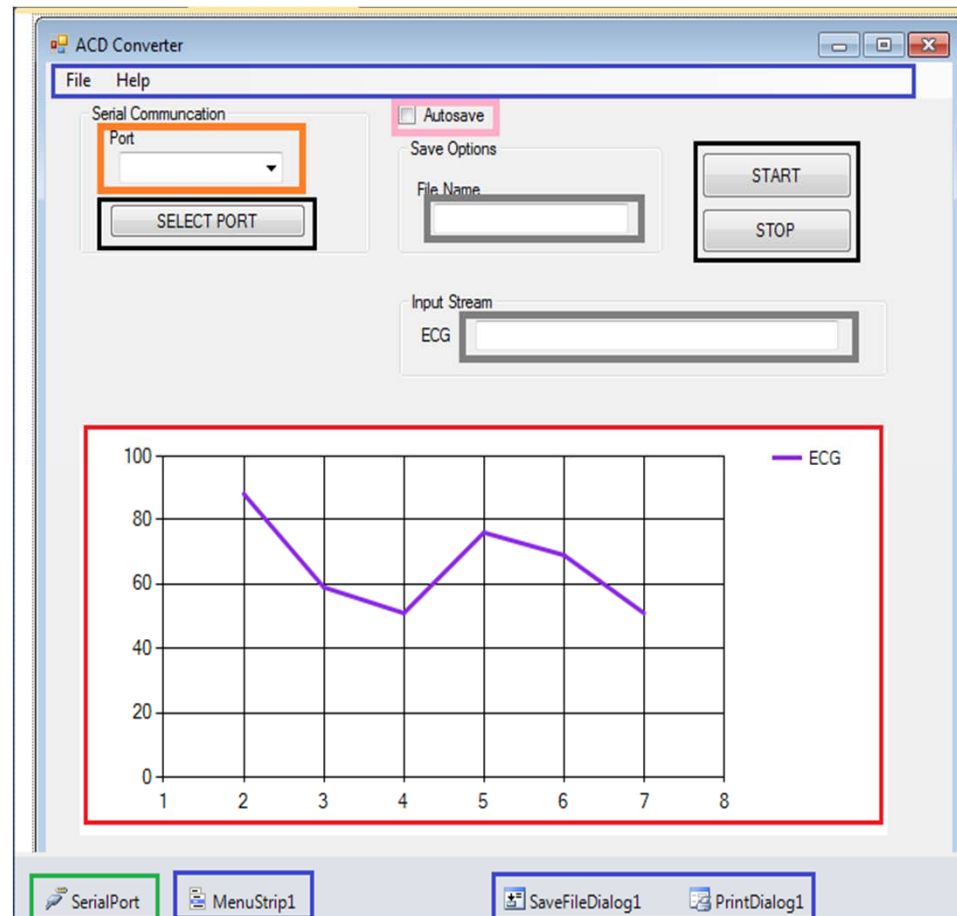
Se genera un ejecutable, no necesita instalación

Facil manejo

SOFTWARE DE CONTROL DE DATOS

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
 - CAD
 - MICROCONTROLADOR
 - SOFTWARE
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

SOFTWARE DE CONTROL DE DATOS: VISUAL BASIC

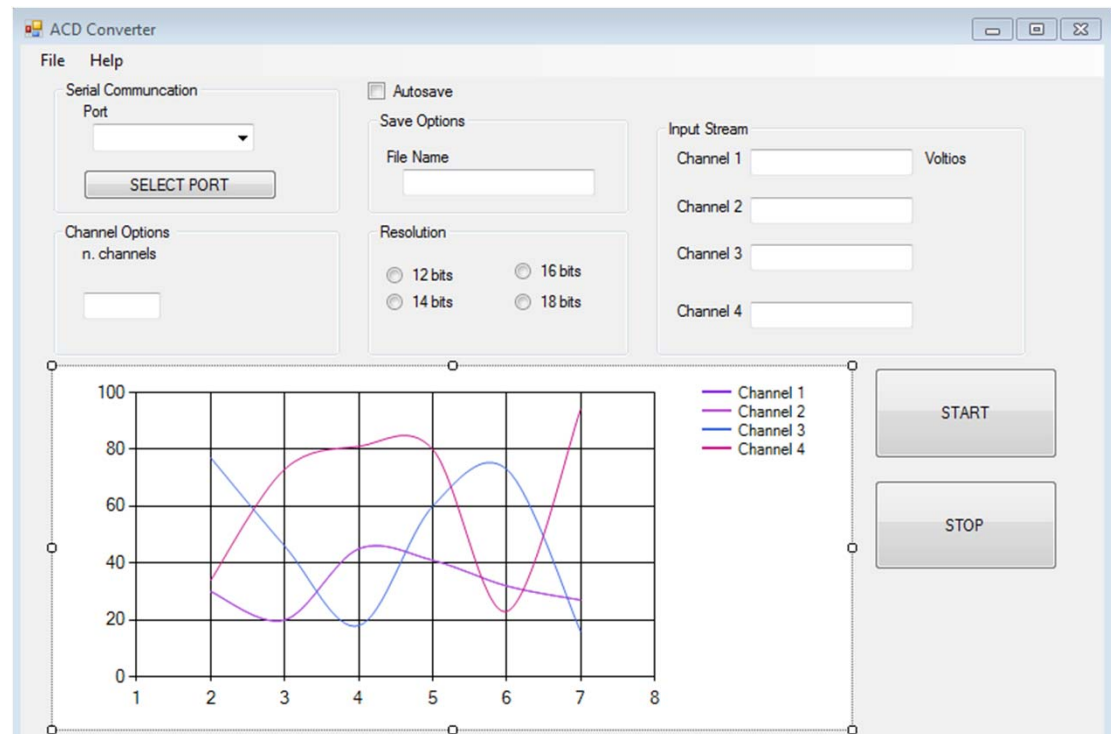


- Menú
- Gráfico
- Botones
- Botón Check
- Comunicación serie
- Cuadro combinado
- Cuadro de texto

SOFTWARE DE CONTROL DE DATOS

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
 - CAD
 - MICROCONTROLADOR
 - SOFTWARE
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

Con el chip de 4 canales y más opciones de configuración

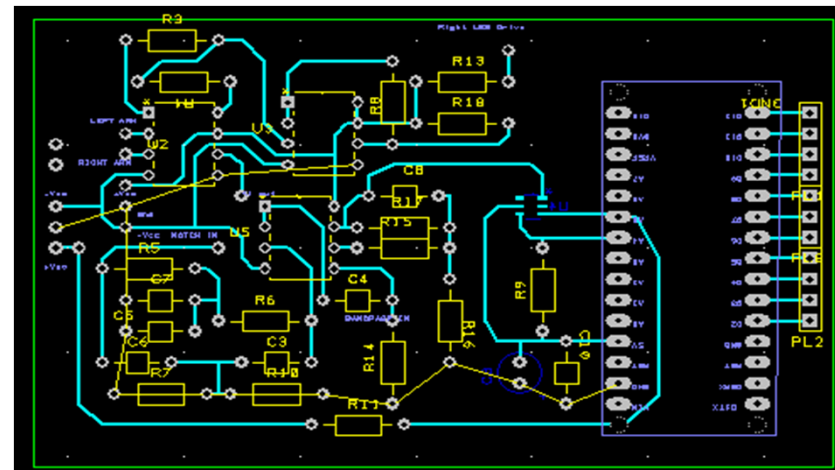


CONSTRUCCIÓN DEL CIRCUITO

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES

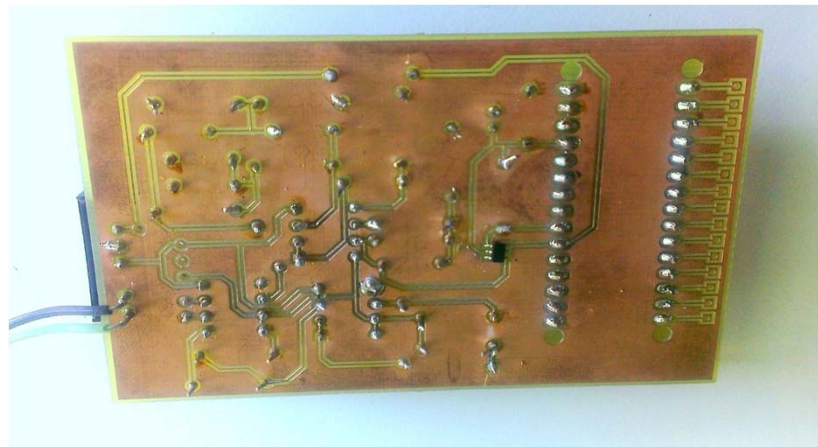
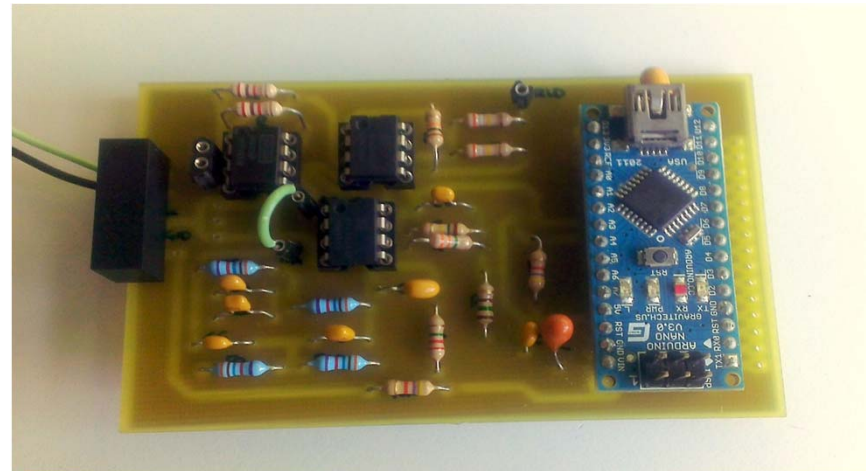
Para la construcción se optó por un **PCB (Printed Circuit Board)** mediante el software DesignSpark

- Minimizar espacios
- Evitar ángulos rectos en las pistas
- Separar masas analógica y digital



CONSTRUCCIÓN DEL CIRCUITO

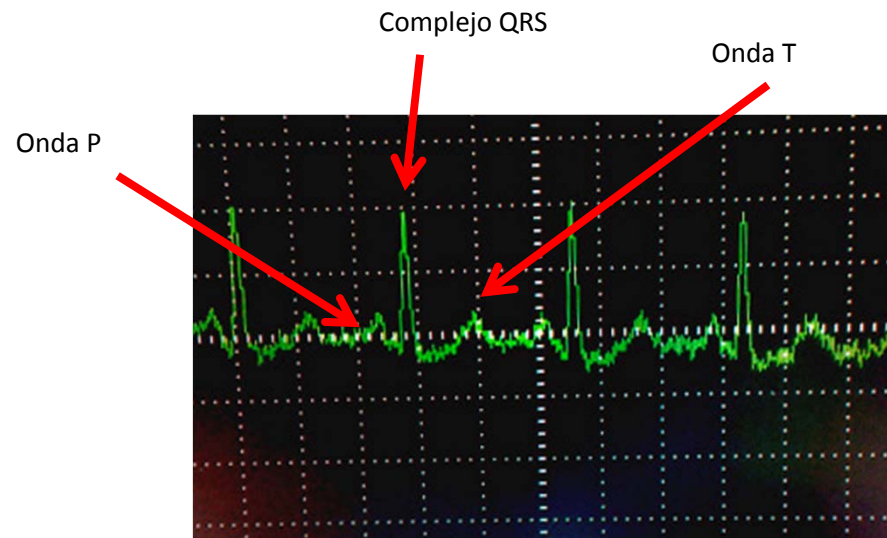
- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN**
- RESULTADOS
- CONCLUSIONES



RESULTADOS

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS**
- CONCLUSIONES

Salida de la etapa analógica



RESULTADOS

- INTRO. Y OBJETIVOS
- ESTUDIO DEL SISTEMA ECG
- SISTEMAS ANALÓGICOS
- SISTEMAS DIGITALES
- CONSTRUCCIÓN
- RESULTADOS**
- CONCLUSIONES

Salida de la etapa digital



CONCLUSIONES

•INTRO. Y OBJETIVOS

•ESTUDIO DEL SISTEMA
ECG

•SISTEMAS ANALÓGICOS

•SISTEMAS DIGITALES

•CONSTRUCCIÓN

•RESULTADOS

•CONCLUSIONES

1. Señal de gran dificultad

Bajo nivel de tensión
Alto modo común
Muy sensible

2. Interferencias



Acoplamiento de red

3. CAD Sigma-delta

Fácil configuración
Gran flexibilidad
Medidas positivas y
negativas

4. Programa sencillo para el usuario

LÍNEAS FUTURAS. mejoras del sistema: robustez de la placa la puesta a tierra, el desacople o apantallamiento de los circuitos. Se podrían implementar filtros digitales para mejorar la visualización de la señal.